Die Beurteilung der Bildgüte von Cholecystogrammen mit pathologischen Veränderungen

Hans Rainer Illidmann

1971

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546017_0004

AUS INSTITUT UND POLIKLINIK FÜR PHYSIKALISCHE THERAPIE
UND RÖNTGENOLOGIE DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
(RIEDER-INSTITUT)
Komm.Direktor: Professor Dr. H. v. Braunbehrens

DIE BEURTEILUNG DER BILDGÜTE VON CHOLECYSTOGRAMMEN MIT PATHOLOGISCHEN VERÄNDERUNGEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Hans Rainer Illichmann
aus München

München 1970

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

I N D A N K B A R K E I T

M E I N E N E L T E R N

U N D

M E I N E R L I E B E N F R A U C H R I S T E L

G E W I D M E T

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent:	Professor Dr. F.E. Stieve
Korreferent:	Professor Dr. H. v. Braunbehrens
Dekan:	Professor Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 15. Juni 1971

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
A	T H E M A T I K	5
B	H A U P T T E I L	7
	I. SCHRIFTTUM	7
	1. Schwärzungs- und Kontrastbegriffe	7
	a) Definition der Schwärzung	7
	b) Allgemeine Begriffe	8
	c) Spezielle Kontrastbegriffe	10
	d) Kontrastformeln	15
	e) Übertragung des Strahlenkontrastes	16
	2. Schwärzungs- und Kontrastverhältnisse an Lungen- und Gallenaufnahmen	17
	a) Allgemein	17
	b) HENNECKE	17
	c) STIEVE	19
	d) SEGERER	22
	3. Kontrast und Gallensteine	24
	a) Systematik	24
	b) Zusammensetzung	25
	c) Spezifische Gewichte	26
	d) Radiologische Eigenschaften	27
	II. DIE PROBLEMATIK DER ERKENNBARKEIT VON GALLENKONKREMENTEN	30
	1. Die Erkennbarkeit als Bildgütekriterium	30
	2. Möglichkeiten und Problematik der Beeinflussung der Erkennbarkeit	32
	3. Ausnutzung anatomischer und physiologischer Gegebenheiten	39

III. VERSUCHE 44

1. Versuch A: Mit Plexiglaszylindern 44

a) Material 44
b) Versuchsanordnung und Aufnahmetechnik 45
c) Meßmethodik 46
d) Auswertung und Ergebnisse 52

2. Versuch B: Gallenblasenphantom 56

a) Material und Versuchsanordnung 56
b) Meßtechnik 58
c) Auswertung und Ergebnisse 58

3. Versuch C: Natürliche Cholecystogramme 65

a) Material und Herstellung 65
b) Meßtechnik 66
c) Auswertung 69
d) Ergebnisse 71

IV. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE 76

1. Forderung nach maximalem Kontrast 76

2. Vergrößerung des Dosiskontrastes 77

3. Direkte Vergrößerung des Schwärzungskontrastes 83

C Z U S A M M E N F A S S U N G 87

D A B B I L D U N G E N (40 - 83) 89

E L I T E R A T U R 104

A THEMATIK

Die Beurteilung der Güte eines Röntgenbildes ist ein Problem, mit dem sich die Röntgenologie von ihren Anfängen an auseinanderzusetzen hatte. Die Versuche einer Standardisierung des Begriffes Bildgüte beginnen bei Versuchen mit mazerierten Knochen (allgemeiner Anfang), gehen über Glühlampendrähte, schattengebende Gewinde, Drahtnetze (ALBERS-SCHÖNBERG, 1), Treppen (BRONKHORST, 15) und Sternmuster (LUFT) zu unserer heutigen Vielfalt hochdifferenzierter Phantome. Daß dieses Problem noch immer nicht gelöst ist, ja im Gegenteil in gleichem Maße wie etwa die Entwicklung der Röntgenologie an Umfang und Bedeutung zugenommen hat, zeigt schon die Existenz zweier internationaler ständiger Kommissionen: Commitee IV. 10 der International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) und in der EWG die Commission de Coordination des Industries Radiologiques, sowie der Fachnormenausschuß Radiologie im deutschen Normenausschuß. Ziel dieser Kommissionen ist es, Empfehlungen und Normen für die Beurteilung der Bildgüte zu finden.

Genügte es noch für BRONKHORST W. (15), die Röntgenaufnahmen ausschließlich nach Kontrast und Schärfe zu beurteilen, so kombiniert man heute diese beiden Kenngrößen in der Modulationsübertragungsfunktion (MÜF), einer Kenngröße, die nicht nur das Röntgenbild selbst, sondern auch die Übertragungssysteme einschließt.

W.J. TUDDENHAM (33) fordert: "Das wahre Kriterium für die Brauchbarkeit eines Röntgenbildes ist die Wahrscheinlichkeit, mit der der betrachtende Radiologe zu einer genauen Diagnose kommt." Die Wahrscheinlichkeit, mit der ein Betrachter zu einem visuellen Reiz und erst darüber hinaus zu einer Diagnose kommen kann, hängt aber maßgeblich vom Kontrast und den erforderlichen Detailgrößen ab (LOUGHLIN, 44).O'LOUGHLIN stellt damit sehr deutlich die weitere Gültigkeit der von BRONKHORST aufgestellten Kenngrößen fest.
Die Erkennbarkeit von Gallensteinen in Cholecystogrammen, sowie

die Möglichkeit einer Verbesserung des Kontrastes von Steinen durch Änderung der beeinflussenden Faktoren sind Thema dieser Arbeit.
In Teil I wird auf schon vorhandene Literatur eingegangen, vor allem auf vorangegangene Untersuchungen im Rieder-Institut.
Teil II soll die Problematik der Erkennbarkeit von Gallensteinen darlegen.
In Teil III werden die Versuche mit verschiedenen Phantomen beschrieben, welche die Abhängigkeit des Kontrastes von den verschiedensten Parametern, sowie das Aussehen von Densitogrammen bei bekannten Verhältnissen untersuchen. Die gleichen densitometrischen Untersuchungen werden an einer Anzahl von Cholecystogrammen mit Cholelithiasis und einigen wenigen anderen pathologischen Veränderungen der Gallenblase durchgeführt und in Teil IV besprochen und mit den Versuchsergebnissen verglichen.

B HAUPTTEIL

I. SCHRIFTTUM

1. Der Kontrast und mit ihm zusammenhängende Begriffe

Ein Röntgenbild entsteht durch die Besonderheit der Röntgenstrahlen: 1) Unterschiedliche Schwächung je nach Dicke und Dichte, 2) direkt oder indirekt photographische Emulsionen belichten zu können. Dadurch ist es möglich, normale und pathologisch anatomische Strukturen als Schattenbild wiederzugeben. Die Röntgenphotographie wurde deshalb schnell zu einer der wichtigsten Untersuchungsmethoden der Medizin. BRONKHORST (15) fällt der Verdienst zu, als erster 1927 auf die vielfältigen Probleme beim Abbilden und Erkennen und auf ihre Zusammenhänge aufmerksam gemacht und die Diskussion darüber angeregt zu haben. Später beschäftigten sich vor allem BERGERHOFF, EHRENSTEIN und LOSSEN, SPIEGLER und TUDDENHAM mit dem ganzen Problemkomplex und deren physiologisch und psychologisch optischen Gesetzmäßigkeiten. EGGERT, FRANKE, LUFT (17) unternahmen 1935 den Versuch einer Vereinheitlichung der Nomenklatur, die sich in der Folgezeit weitgehendst durchgesetzt hat. 1967 erschien von K.BIEDERMANN, F.BUCHMANN, H.FRIESER, H.MUNKER, H.SCHOBER, O.SCHOTT, F.E.STIEVE und L.WIDENMANN (11) die Arbeit über "Kontrastbegriffe in der Radiologie und ihre Definitionen". Die Arbeit wurde deshalb diesem Kapitel zugrunde gelegt und in einigen Punkten nach dem Handbuch der medizinischen Radiologie erweitert.

a) Die Schwärzungskurve wurde von HURTER und DRIFFIELD angegeben. Wenn ϕ_o der auf ein geschwärztes Negativ aufgestrahlte, ϕ_d der durchgelassene Lichtstrom und O die Opazität, so lautet die Definition:

$$S = {}^{10}\log \frac{\phi_o}{\phi_d} = \lg \frac{\phi_o}{\phi_d} = \lg O$$

Wegen des Zusammenhanges der Opazität mit der Transparenz

$$O = \frac{1}{T}$$

bestehen weitere Beziehungen:

$$S = \lg \frac{1}{T} = \lg O = - \lg T = \lg \Phi_o - \lg \Phi_d$$

sowie

$$O = \frac{1}{T} = 10^S.$$

Hiervon errechnen sich einige leicht zu merkende Zahlen:

Einer Schwärzung	S = 0,3	1,0	1,3	2,0	entspricht
die Transparenz	T = 50%	10%	5%	1%	

Diese Definition ist insofern von entscheidender Bedeutung, als sich Schwärzungsunterschiede als einfache Differenz darstellen lassen und wegen der log. Definition mit dem subjektiven Eindruck (gemäß der WEBER-FECHNER's Regel) übereinstimmen.

b) Allgemeine Begriffe

Liegen Details unterschiedlicher Schwärzung nebeneinander, so spricht man von Helligkeitsunterschieden, die dem Sprachgebrauch der physiologischen Optik entsprechend als Kontraste bezeichnet werden. Man unterscheidet einen objektiven Kontrast, der unmittelbar mit physikalischen Methoden gemessen werden kann, und einen subjektiven Kontrast, der (entsprechend subjektiv) durch die Helligkeitsvergleiche ermittelt wird. Die subjektiven, zahlenmäßig nur schwer zu ermittelnden Faktoren werden nach einem Vorschlag von EGGERT, FRANKE und LUFT (17) unter dem Faktor X zusammengefaßt.
Von objektivem Kontrast spricht man, wenn zwei Flächenelemente physikalisch meßbar verschiedene Intensitäten aufweisen; es kommen als Intensitäten (u.a.) vor:

Leuchtdichte	⟶	photometrischer Kontrast
Schwärzung	⟶	photographischer Kontrast
Strahlung	⟶	Strahlenkontrast
Reize	⟶	physiologisch optischer Kontrast
Dosis	⟶	Dosiskontrast

Organe und Organteile, die im Röntgenbild Kontraste hervorrufen, bezeichnen EGGERT, FRANKE und LUFT als Objekte. Diese setzen sich aus Objektelementen zusammen, wobei zwei nebeneinander liegende Objektelemente ein Objektdetail ergeben. Das Objekt ist charakterisiert durch die Strahlenschwächung A, die die Strahlung bei Durchgang durch das Objekt erfährt. Folge und Ausdruck dieser Schwächung ist das Strahlenbild, welches bei Umwandlung in Licht das Röntgenbild ergibt. Das Strahlenbild ist durch die Strahlungsintensität gekennzeichnet, das Bild durch seine Leuchtdichte. Eine tabellarische Übersicht über diese homonymen Begriffe geben EGGERT, FRANKE und LUFT:

Objekt	Strahlungsrelief	Bild
Schwächung A	Strahlenintensität I, lgI	Schwärzung S obj. sub.
Differenz d. Schwäch. $A_1 - A_2$	Strahlenkontrast $lgI_1 - lgI_2$	Bildkontrast AS $S_1-S_2 \mid x\cdot(S_1-S_2)$
Objektumfang $(A_1 - A_2)max.$	Strahlungsumfang $(lgI_1 - lgI_2)max.$	Bildumfang $(S_1-S_2)max. \mid x(S_1-S_2)max.$
Objektdetail ΔA	Strahlungsdetail ΔlgI	Bilddetail $\Delta S \mid x \cdot \Delta S$

Zwischen diesen Begriffen bestehen eine Reihe von Beziehungen, die der Vollständigkeit halber aufgeführt seien:
Das Verhältnis $\frac{\Delta S}{lgI}$ (= Strahlendetail zu obj. Bilddetail) heißt Detailwiedergabe. Aus $(\frac{dS}{d\ lgI})_{max}$ ergibt sich der γ-Wert (s.u.). Den Quotienten $(\frac{\Delta A}{x\ \Delta S})_{min.}$ (= Objektdetail zu Unterschiedsschwelle $(x \cdot \Delta S\ min)$ bezeichnet man als Detailerkennbarkeit.
Subj. Bildkontrast und subj. Schärfe ergeben die Detaildeutlichkeit. Enthält ein Bild viele Detaile, so heißt es detailreich, enthält es starke subj. Kontraste, so wird es als hart, bei schwachen subj. Kontrasten als weich bezeichnet.

c) Spezielle Kontrastbegriffe

Bevor auf die einzelnen Kontrastbegriffe näher eingegangen wird, ist es nötig, sich zu vergegenwärtigen, daß für die Bildentstehung physikalische Gesetze maßgebend sind, für die Betrachtung des Bildes jedoch die physiologisch-optischen Regeln. Aus diesem Grunde müssen beide Bereiche diskutiert werden.

α) Der physiologisch-optische Kontrast:

"Im Sinne der physiologischen Optik ist der Kontrast als physiologisch und psychologisch aktive Funktion des Sehorgans im weitesten Sinne aufzufassen, durch die die Reizunterschiede ihr Aussehen gewinnen." (BIEDERMANN u.a., 11). Wegen teilweiser Unterschiede zwischen dem physikalischen Netzhautbild und dem psychologisch-physiologischen Bildeindruck ist es möglich, daß ein physikalisch zu objektivierender Kontrast je nach den Bedingungen vom Auge erkannt wird oder nicht. Die Grenze wird durch den Schwellenwert K_s oder dessen Reziprokwert, der Unterschiedsempfindlichkeit UE charakterisiert.
Gleichgültig, ob der Kontrast positiv oder negativ ist, wird als Bezugsgröße die Untergrundleuchtdichte L_u gewählt. Der Schwellenkontrast ist dann definiert als $\frac{\Delta L}{L_u}$, die Unterschiedsempfindlichkeit $UE = \frac{L_u}{L}$.

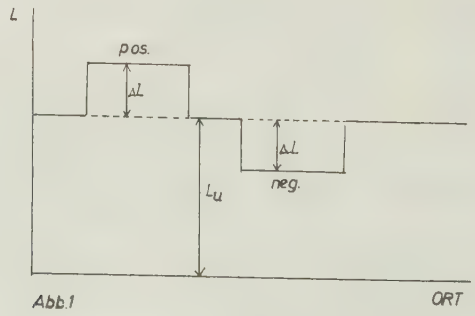


Abb. 1: Darstellung zur Veranschaulichung der Definition

$$K_s = \frac{1}{UE} = \frac{\Delta L}{L_u}.$$

Der Schwellenkontrast ist sehr von der Art der Details, von den übrigen Lichtverhältnissen im Gesichtsfeld und vom Bilduntergrund abhängig, so daß er nur bedingt Vorhersagen über die Erkennbarkeit bestimmter Details erlaubt. Die wohl ausführlichsten Untersuchungen auf diesem Gebiet stammen von BLACKWELL (13). Nach ihm hängt der Schwellenkontrast ab

von der Unschärfe (besonders bei kleinen Details),

vom Adaptationsniveau (= mittlere Leuchtdichte des Lichtfeldes),

von der Leuchtdichteverteilung der engeren und weiteren Umgebung (bei zu großer Leuchtdichte kann das Auge nicht auf das Leuchtdichteniveau des Details adaptieren, während bei zu geringer Leuchtdichte des Umfeldes Überstrahlung oder gar Relativblendung eintritt (HARTMANN, SCHOBER),

von der Strukturierung des Untergrundes,

von der Adaptationszeit.

Eine weitergehende Erörterung würde in diesem Rahmen zu weit führen.

Physiologisch kann ein Kontrasteindruck durch gleichzeitige oder aufeinanderfolgende Leuchtdichteunterschiede entstehen. In der Röntgenologie hat man es in der Hauptsache mit Simultan- oder Nebenkontrast zu tun; aber auch der Sukzessiv- oder Nachkontrast spielt eine Rolle, wenn sich das Auge infolge der Größe des Bildes über dieses bewegt (und natürlich bei Durchleuchtungsvorgängen).

Auf eine weitere physiologisch-optische Kontrasterscheinung sei noch hingewiesen:

"Zwei aneinandergrenzende, verschieden helle Felder zeigen eine subjektive Überhöhung des Helligkeitsüberganges". Dieser Effekt wird als MACH'SCHES Kontrastphänomen bezeichnet.

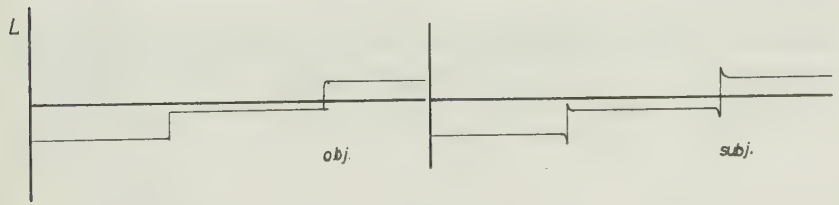


Abb. 2: Grautreppe mit völlig homogenen Stufen bezüglich ihrer Leuchtdichte und ihr subj. Eindruck.

ß) Photometrischer Kontrast:

Dieser Ausdruck ist ebenfalls der physiologischen Optik entnommen. Darunter versteht man einen kontrasterzeugenden Leuchtdichteunterschied. Er ist definiert als das Verhältnis der halben Intensitätsdifferenz zum Mittelwert der beiden Intensitäten.

$$K = \frac{\frac{L_1 - L_2}{2}}{\frac{L_1 + L_2}{2}} = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2}$$

Zum Verständnis nebenstehende Skizze:

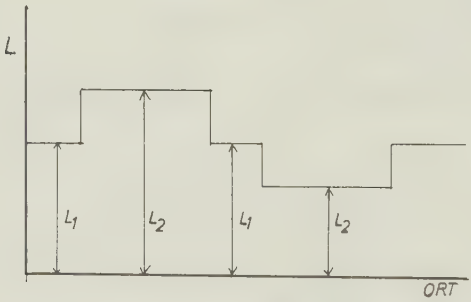


Abb. 3: Darstellung des photometrischen Kontrastes

Anm.: Theoretisch könnte man den photometrischen Kontrast in Zahlen genau so ausdrücken wie den Schwellenkontrast. Doch benutzt man $\frac{\Delta L}{L}$ nur für sehr kleine Kontraste.

γ) Der photographische Kontrast:

Interessiert hauptsächlich in der Photographie. Er ist definiert als Schwärzungsunterschied auf Grund von Belichtungsunterschieden auf lichtempfindlichem Material (B = I · t; für Röntgenbilder Dosis D = I · t). Abhängig ist der photographi-

sche Kontrast

1) von der photosensiblen Schicht (Film bzw.Platte)
2) vom Entwickler
3) von der Filmverarbeitung
4) von der aufgewendeten Strahlung (Intensität, Strahlenart, spektrale Zusammensetzung)

Den Zusammenhang zwischen Belichtung (Eingangsgröße) und Schwärzung (Ausgangsgröße) beschreibt die charakteristische Kurve des Filmes (= Schwärzungskennlinie)(siehe Abb. 4). Dabei ist die Belichtung (Dosis) auf der Abszisse in logarithmischer Form, die Schwärzung S auf der Ordinate dagegen linear aufgetragen (S ist per definitionem schon eine logarithmische Größe).

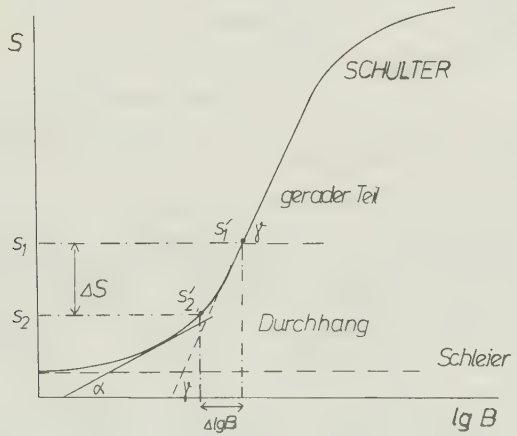


Abb. 4

Photographische Kontraste werden im allgemeinen als Differenz der Schwärzungen $S_1 - S_2$ angegeben.

$$S = S_1 - S_2 = \lg \frac{I_1}{I_2}$$

Entsprechend der WEBER-FECHNER'SCHEN Regel werden - wie schon erwähnt - gleiche Schwärzungsdifferenzen ΔS als gleich große Stufen empfunden.
ZAKOVSKY und JURIS (51) unternahmen 1934 den „Versuch einer zahlenmäßigen Erfassung der Abhängigkeit von Kontrasten" und kamen zu folgendem Ergebnis:
Es verändern sich die Kontraste

1) proportional dem der Exposition zugehörigen Gradationswert der Schwärzungskurve des Aufnahmematerials
$$\Delta S = f \cdot \operatorname{tg} \alpha \quad (f = \text{Prop.faktor}),$$

2) proportional der 3. Wurzel aus dem Bruch: benutzte Entwicklungszeit zu Außenentwicklungszeit (bei Überentwicklung bleiben Kontraste konstant),

3) umgekehrt proportional der um einen konstanten Wert verminderten Röhrenspannung
$$\Delta S = \frac{f}{KVd - 16{,}5}$$
f = Prop.faktor
KVd = Scheitelwert der Röhrenspannung
Setzt man für 80 KV $\Delta S = 1$, errechnet sich f = 63,5; daraus folgt z.B., daß ΔS bei 53,3 KV doppelt so groß ist als bei ΔS bei 90 KV,

4) proportional dem Primärstrahlenanteil an der Gesamtstrahlung, der gleich ist 1 minus Streustrahlenanteil und für jede Stelle im Bild verschieden ist.

ƒ) Modulation:

Aus der Übertragungstheorie (von der Nachrichtentechnik auf die Optik übertragen) wurde der Begriff Modulation übernommen. Eine Größe (Intensität einer Strahlung, Dosisleistung, Leuchtdichte u.a.) wird als moduliert bezeichnet, wenn sie periodischen orts- oder zeitabhängigen Schwankungen unterworfen ist. Der Betrag der Modulation wird durch die Amplitude der Schwankungen gekennzeichnet.

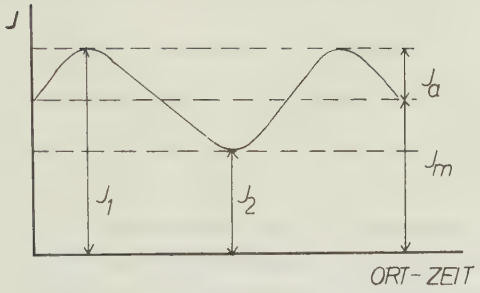


Abb.5

Schwankt eine mittlere Intensität I_m sinus- bzw. cosinusförmig mit der Amplitude I_a, so ist I_m mit der Schwingung der Amplitude I_a moduliert. Als Modulationsgrad m wird das Verhältnis I_a/I_m bezeichnet.

Da $I_a = \frac{I_1 - I_2}{2}$ und $I_m = \frac{I_1 + I_2}{2}$ ist, besteht eine formale Gleichheit mit der Kontrastdefinition $K_a = m = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$.

Diese formale Gleichheit erweist sich bei der Kennzeichnung von elektrischen und optischen Übertragungsgliedern einer Übertragungskette als sehr nützlich, weshalb diese Formel heute allgemein zur Benützung empfohlen wird (s.u.).

d) Kontrastformeln

In der Literatur werden eine Reihe Kontrastformeln verwendet. BIEDERMANN et al. (11) stellen als Kriterien für zu empfehlende Formeln auf: Sie müssen

1) zu unmißverständlichen Ergebnissen führen,
2) auf alle in Frage kommenden Fälle anwendbar sein,
3) nach Möglichkeit mit dem subjektiven Kontrasteindruck übereinstimmen,
4) sich verhältnismäßig einfach und übersichtlich graphisch darstellen lassen.

Von der Vielzahl der verwendeten Formeln werden nur zwei zum allgemeinen Gebrauch in der Radiologie empfohlen, nämlich:

$$1) \quad K_a = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

$$2) \quad K_d = \log \frac{I_1}{I_2}$$

Die erste Definition wird allgemein verwendet. K_a läßt sich auf alle vorkommenden Fälle anwenden, vor allem auch bei Übertragungsketten, bei denen elektrische und optische Systeme kombiniert werden.

e) Übertragung des Strahlenkontrastes

Das Bild ist das Ergebnis der Übertragung der Kontraste vom Strahlenbild in ein sichtbares Bild. Dabei spielen Umsetzungskennlinien (d.i. die Abhängigkeit der Ausgangs- von der Eingangsgröße) und Detailgröße eine wesentliche Rolle.
Der einfachste Fall von Umsetzung ergibt sich, wenn die Kontraste des Strahlenreliefs genau denen des sichtbaren Bildes entsprechen. Man spricht dann von linearer Übertragung. Dies ist zum Beispiel beim Leuchtschirm der Fall. Sind die Verhältnisse nicht so einfach, d.h. bleiben die Kontrastwerte bei der Übertragung vom Strahlenbild auf das Bild nicht erhalten, so liegt eine nichtlineare Übertragung vor.
In einer Übertragungskette (kürzeste Form: zweigliedrig = 1 Übertragungsschritt) entspricht jedem Schritt eine Umsetzungskennlinie; das Ergebnis der Umsetzung wird dann wieder als Objekt für die nächste Umsetzung betrachtet.
In der Röntgendiagnostik hat man es häufig mit Übertragungsketten zu tun, zum Beispiel: Folienfilm.

1. Schritt: Umwandlung Strahlenbild in Lichtbild
2. Schritt: Lichtbild in photographisches Bild
3. Schritt: Photographisches Bild in Leuchtdichteverteilung (Schaukasten)

2. Schwärzungs- und Kontrastverhältnisse an Lungen- und Gallenaufnahmen

a) Allgemein

Es wäre zuviel, all diejenigen aufzählen zu wollen, die das Problem Bildgüte bearbeitet haben oder noch daran tätig sind. Der Begriff Bildgüte läßt sich durch fast alle Arbeiten verfolgen, die sich mit der Detailerkennbarkeit im Röntgenbild befassen. Es ist deshalb auch nicht verwunderlich, daß gerade am Rieder-Institut die Frage der Kontrast- und Schwärzungsverhältnisse, sowie Detailgröße und Unschärfe an verschiedenen Organen aufgegriffen wurde, da sich schon Rieder seit Beginn der Röntgenära mit diesem Problem beschäftigte. So berichtet F.E.STIEVE 1964 (44) auf dem Symposion in Herrenchiemsee über Kontrast und Schärfe im Röntgenbild der Lunge. A.HENNECKE (27) beschrieb 1966 in seiner Inaugural-Dissertation "Untersuchungen zur Frage der Bildgüte von Röntgenaufnahmen der Lunge". 1968 folgte W.SEGERER (36) mit einem Beitrag zur "Beurteilung der Bildgüte von Cholecysto- und Cholangiogrammen". H.GERCKE arbeitet zur Zeit an Versuchen über die Verhältnisse bei Nierenangiogrammen.

Die vorliegende Arbeit stellt eine Fortsetzung der Dissertation von SEGERER (36) dar und beschäftigt sich mit der Untersuchung der Cholecystogramme mit Cholelithiasis. Da auf obengenannte Arbeiten zurückgegriffen werden konnte, erübrigt sich ein Eingehen auf Gebiete, die bereits behandelt worden sind: Anatomie und Physiologie der Gallenwege (SEGERER), deren Darstellung und die damit zusammenhängenden Begriffe, sowie die Physiologie der Bildbetrachtung.

b) HENNECKE (27)

untersucht mit Hilfe der Photometrie und Mikrodensitometrie Schwärzungsverteilungen, Kontrastverteilungen, Detailgrößen, sowie die Abhängigkeit des Kontrastes von Spannung, Rastern und Detailgröße in normalen und pathologischen Lungenaufnahmen.

Er kam zu folgenden Ergebnissen:
Der Schwärzungsumfang erstreckt sich bei Verwendung verschiedener Raster wie folgt:

Raster	Streustrahlenanteil	Schachtverhältnis R	Schwärzungsumfang
ohne Raster	64 %	0	0,4 - 0,9
FF	29 %	7	0,35 - 1,15
FFH	18 %	12,5	0,25 - 1,05

D.f.: Der Schwärzungsumfang bei Herabsetzung des Streustrahlenanteils durch Rasterverwendung wird deutlich größer, die Gipfel im Verteilungsdiagramm werden flacher, der Kontrast größer und die Kontrastgradienten höher und steiler. Dies zeigt sich schon bei einer Spannung von 50 kV sehr deutlich, noch ausgeprägter aber bei Hartstrahlen.

HENNECKE stellt weiter die Kontrastabnahme bei Spannungserhöhung mit Photometerkurven dar, die er an Lappenspalten von Leichen aufgenommen hat. Dabei kommt er zu dem Ergebnis, daß die Kontrastminderung hauptsächlich "durch Abtragung von Helligkeitsgipfeln" erfolgt. Das bedeutet: bei höheren Spannungen nimmt der Kontrast zwischen H_2O und Knochen ab, die Schwärzung hinter den Knochen nimmt zu und eine bessere Beurteilung von überlagerten Lungendetails ist möglich.

Detailgrößen sind bei normalen Lungenaufnahmen gleichmäßig auf Größen von 1 - 5 mm verteilt, während die Kontraste in der Hauptsache zwischen 0,02 und 0,2 (Δ S) liegen. Bei pathologischen Veränderungen stellt er eine deutliche Zunahme der Detailgrößen bis zu 7 mm bei einer gleichzeitigen Ausdehnung des Kontrastumfanges bis Δ S = 0,4 fest. Bis zu 4 mm findet sich eine deutliche lineare Abhängigkeit der Kontraste von der Detailgröße.

c) STIEVE

In dem von ihm herausgegebenen Buch über "Die Bildgüte in der Radiologie" (44) geht F.E.STIEVE in seinem Beitrag über "Kontrast und Schärfe im Röntgenbild der Lunge" in verstärktem Maße u.a. auf das Problem der Hartstrahltechnik und auf die Zusammenhänge von Kontrast und Belichtung, Spannung und Bildcharakter und den Einfluß der Streustrahlen ein.

Kontrast und Belichtung

Der Dosisgrobkontrast im Röntgenbild der Lunge schwankt im Verhältnis 1 : 15, der darin enthaltene Detailkontrast höchstens 1 : 2. Beim Versuch, den Grobkontrast zu verringern und die Detaildeutlichkeit der Lunge in von Knochen überlagerten Gebieten zu verbessern, bietet sich mehr Belichtung an. "Daß eine hohe Belichtung - von extremen Überbelichtungen abgesehen - den Detailkontrast beeinträchtigt, ist unwahrscheinlich. Eine Unterbelichtung aber kann die Detailerkennbarkeit in den niedrigen Schwärzungen erheblich erschweren" (STIEVE).
An Versuchen demonstriert er die Kontraststeigerung bei Erhöhung der mittleren Schwärzung in Abhängigkeit von der Dicke des Absorbers:

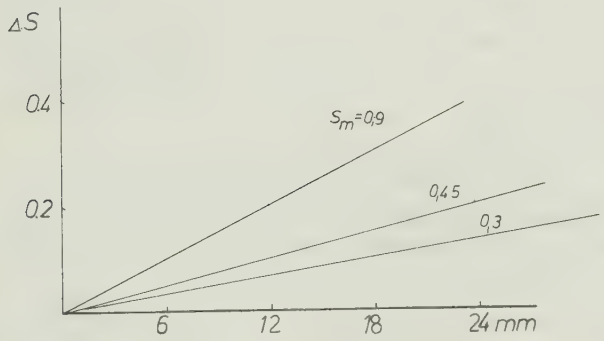


Abb. 6: An dem Diagramm läßt sich deutlich eine Verbesserung der Kontraste (ΔS) bei steigender mittlerer Schwärzung (S_m) und bei zunehmender Größe des Absorbers feststellen.

Nach Diskussion einiger gewichtiger Nachteile einer generellen Erhöhung der mittleren Schwärzung kommt STIEVE zu dem Schluß, daß eine heute übliche Schwärzung von 0,9 das Optimum darstelle, eine Feststellung, die vor ihm vor allem von MORGAN und FRANKE (44) bereits erhoben wurde.

Spannung und Bildcharakter

Daß die Spannung auf den Kontrast einen Einfluß hat, ist lange bekannt. STIEVE untersucht die Gesetzmäßigkeiten mit Hilfe von 12 mm starkem Plexiglas und 1 cm dicker 3,3 %iger Jodlösung. Ähnlich wie bei ZIMMERMANN ist das Ergebnis: Der Kontrastverlust bei steigender Spannung ist von der effektiven Ordnungszahl abhängig und bei hochatomigen Stoffen größer als bei Stoffen mit niederer Ordnungszahl. Speziell für die Lungenaufnahme gilt:

"Die Erhöhung der Spannung ändert den Grobkontrast der Lungenaufnahme und zwar dadurch, daß sich das Verhältnis des Strahlenkontrastes zwischen Knochen und Weichteilen ändert. Die mittlere Schwärzung in den nicht überlagerten Lungenabschnitten nimmt ab, wenn die mittlere Gesamtschwärzung konstant gehalten wird.

Die Änderung des Detailkontrastes läuft nicht parallel mit der Änderung des Grobkontrastes. Er erfährt zwar eine gewisse Einengung in überlagerungsfreien Lungenpartien im Gebiet hoher Schwärzungen, nicht jedoch im diagnostisch ebenso wichtigen Teil geringer Schwärzung. In diesem Bereich steigt die Zahl der erkennbaren Details mit der Spannung" (F.E.STIEVE).

Einfluß der Streustrahlen

SPIEGLER fand in Modellversuchen, daß Streustrahlen

1) Minderung des Kontrastes,
2) Änderung des Kontrastgradienten,
3) Vermehrung der Bildunschärfe

bewirken. STIEVE untersucht den Anteil der Streustrahlen und

findet, daß er je nach Art der Aufnahme und Thoraxdicke beträgt:

ohne Raster	48 - 75 %
mit FF	29 %
mit FFH	18 %.

Wie auch HENNECKE (27) feststellt, nimmt der Schwärzungsumfang in dem Maße zu, wie der Streustrahlenanteil abnimmt; je größer aber der Schwärzungsumfang wird, desto größer die Kontraste und desto steiler die Kontrastgradienten. "Die Hauptwirkung ist also in einer Verflachung der Kontraste zu sehen. Dabei wirkt sich die Streustrahlung besonders auf diejenigen Details aus, die in den niedrigen Schwärzungsbereichen liegen, weil die Kontrastminderung durch Streustrahlen - im Gegensatz zu der durch Spannungsveränderung hervorgerufenen - im unteren Durchhang der Gradationskurve weit größer ist als in ihrem geradlinigen Teil".

Schwärzungsumfang	bei Streustrahlung
0,3 1,7	18 %
0,35 - 1,55	29 %
0,95 - 1,4	64 %

Der Kontrastabfall wird an einem einfachen Rechenbeispiel verdeutlicht:

Der Strahlenkontrast ohne Streustrahlen sei $\frac{1 - 0,5}{1 + 0,5} = 0,33$

Bei 50 % dazukommender Streustrahlen wieder $\frac{1,5 - 1}{1,5 - 1} = 0,20$

D.f.: Je höher der Kontrast ohne Streustrahlen wäre, desto größer ist seine prozentuale Abnahme.
Deswegen bewirkt die Streustrahlung eine Verflachung der Gradationskurve in folgender Weise:

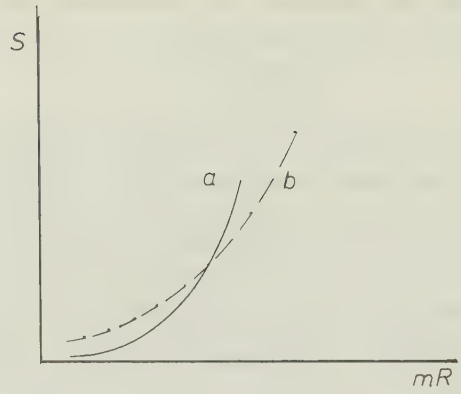


Abb. 7:
a) Streustrahlen frei
b) 55 % Streustrahlen

Abb.7

Kontrast und Dosiskontrast werden zusätzlich durch die Dicke des Streukörpers beeinflußt, d.h. indirekt über eine Vermehrung des Streustrahlenanteils bei dickerwerdendem Streukörper. "Daraus folgt mit ziemlicher Sicherheit, daß durch einen hohen Streustrahlenanteil feine Details im Bereich geringer Schwärzung sich der Darstellung entziehen .....
Im Gegensatz zu den Streustrahlen verflacht die Erhöhung der Spannung den unteren Durchhang weit weniger als die höheren Schwärzungen. Wenn die gleiche mittlere Gesamtschwärzung erhalten bleibt, kann der Detailkontrast im untersten Schwärzungsbereich sogar höher werden. Diese Untersuchungen beweisen übrigens, daß der Streustrahlenanteil in der Bildebene unter 20 % sein soll".

d) SEGERER (36)

hat in seiner Dissertation Schwärzungs- und Kontrastmessungen an normalen Gallenblasen und -wegen beschrieben, die peroral oder intravenös (i.v.) mit Kontrastmittel gefüllt wurden.
Die Schwärzungsverteilung war folgende (alle Aufnahmen mit FFH):

Gallenblasenschatten	0,32 - 1,3	davon 75 % 0,4 - 0,79
Umgebung	0,37 - 2,04	davon 70 % 0,5 - 1,09

Durch Belichtungsänderungen bei Wahl anderer mittlerer Dosiswerte am Belichtungsautomaten, die in unterschiedlichen mittleren Schwärzungen resultieren, verschieben sich die Schwärzungsumfänge deutlich: Bei niedrigeren Schwärzungen engt sich der Gesamtbildumfang ein, bei höheren steigt er bis zu einem Maximum an, das durch das Ende des geradlinigen Teiles der charakteristischen Kurve gegeben ist. Wird der geradlinige Teil der Kurve überschritten,so mindert sich der Kontrastumfang wiederum.

Tabelle	Gallenblasen-schatten	(Unter-schied)	Umgebung	(Unter-schied)
niedere Schwärzung	0,65 - 0,90	(0,25)	0,90 - 1,5	(0,6)
mittlere Schwärzung	0,60 - 0,75	(0,15)	0,80 - 1,5	(0,7)
höhere Schwärzung	0,45 - 0,55	(0,10)	0,60 - 0,95	(0,35)

Daraus läßt sich die Entwicklung des Kontrastes ablesen. SEGERER faßt zusammen: "Aufnahmen mit den größten Umgebungsschwärzungen erbrachten auch die größten Kontraste, unterbelichtete Cholecystogramme liegen im untersten Kontrastbereich".

Ein Vergleich zwischen peroralen und i.v. Cholecystogrammen kommt zum Ergebnis,

daß der Kontrast bei beiden annähernd gleich ist,

daß im Bereich von Δ S 0,04 - 0,4 61 % der peroralen, aber 80 % der i.v. Cholecystographien lagen,

daß sehr kleine Kontraste unter Δ S 0,05 bei peroralen 5 x häufiger vorkommen als bei i.v.,

daß niedere Kontraste (Δ S 0,05 - 0,2) mehr bei i.v., dagegen die hohen Kontraste mehr bei den peroralen Cholecystographien zu finden seien.

Beim Vergleich des Kontrastes mit den Detailgrößen findet SEGERER einen deutlichen Zusammenhang bis zu einer Detailgröße von 2,5 mm. Weniger deutlich läßt sich dies nach seinem Punktwolkendiagramm auch bis 4 mm feststellen. Die Detailgrößen lagen gleichmäßig zwischen 1 und 7,5 mm.

3. Kontrast und Gallensteine

a) Systematik

Konkremente der Galle sind weder äußerlich, noch chemisch, weder vom Aussehen, noch der Struktur nach einheitlich. Die Notwendigkeit einer Systematisierung zeigt sich deutlich und Versuche, eine derartige Ordnung zu schaffen, fehlen nicht. Es boten sich zahlreiche Möglichkeiten an, die Steine nach verschiedenen Gesichtspunkten einzuteilen, und viele daraus entstandenen Begriffe werden heute noch verwendet. So unterscheidet man:

nach dem Vorkommen: solitäre und multiple (= Seriensteine),
nach der äußeren Form: Tonnen-, Walzen-, Tetraedersteine,
nach der chemischen Zusammensetzung: Kalksteine, Cholesterinsteine u.a.
nach dem Kontrast im Röntgenbild: positive und negative Steine.

Weitergehende Untersuchungen beschäftigen sich mit der Röntgenfeinstruktur und der chemischen Zusammensetzung. Vor allem SCHINZ, EPPRECHT und ROSENMUND (18) haben sich darum bemüht und kamen zu einer Einteilung, die am ehesten einer Kritik standzuhalten vermag. Problematisch ist vor allem der Umstand, daß es zwischen den einzelnen Unterschieden in allen Richtungen fließende Übergänge gibt, die sich nicht leicht in ein Schema einordnen lassen.

Übersicht (nach SCHINZ u.Mitarb., 18, 37, 38)

A Homogene Steine

1) reine oder homogene Cholesterinsteine
2) reine oder homogene Bilirubinat-(=Pigment)steine
3) reine oder homogene $CaCo_3$-Steine (sehr selten)

B Heterogene Steine

1) Kombinationssteine mit oder ohne anorganischen Zusatz

	Kern	Rinde
a)	Cholest.	Bilirubinate
b)	Cholest.	Cholest. + Bilirubinate
c)	Bilir.	Cholest.
d)	Bilir.	Cholest. + Bilirubinate
e)	Chol. + Bil.	Cholest.
f)	Chol. + Bil.	Bilirubinate

2) Mischsteine mit oder ohne anorganischen Zusatz mit Cholesterin und Bilirubinat in allen Schichten

b) Zusammensetzung

Übersicht über die prozentuale Zusammensetzung einiger Gallensteine (nach SCHINZ und PEEL, 38)

	Chol.	Asche	Pigment
1. reine Cholesterinst.	99 %	0,32 %	0 oder Spuren
2. Mischsteine (= Cholesterinpigment-Kalkstein)			
a) facettierte	70 - 80 - 99 %	0,3 - 0,9 %	0 oder Spuren
b) tonnenförmige	98,5 %	0,14 %	0 oder Spuren
3. Pigmentsteine			
a) reine	1 %	11 %	2,38 %
b) erdige	80 %	-	0,5 %
c) $CaCo_3$-haltige	4 %	36 %	Spuren

Verschiedene andere Analysen zeigen andere Ergebnisse (z.B. HARNIG und HORSTERS). Zusammenfassend kann jedoch gesagt werden, daß sich Gallensteine hauptsächlich aus Cholesterin und Bilirubinaten zusammensetzen. Diese beiden Bestandteile kommen gemischt vor bei oben erwähnten Mischsteinen oder getrennt in Kern und Schale bei den Kombinationssteinen. Als Nebenbestandteile finden sich Eiweißstoffe und mit wechselndem Anteil verschiedene anorganische Kristallarten wie Apatit, Vaterit und

Kalcit. Nach Untersuchungen von HARNIG und HORSTERS (26) findet sich z.T. auch Phosphat in den Steinen und sehr selten (aber meist überhaupt keine) Gallensäuren. Eisen und Kupfer sind meist in so geringer Menge vorhanden, daß ihre Absorptionswirkung (s.u.) gegenüber der der Kalksalze nicht in Betracht kommt.

c) spezifisches Gewicht von Galle und Steinen

Schichtungsphänomene, die besonders bei i.v. Cholecystogrammen sehr häufig zu beobachten sind, führten zur Untersuchung der spezifischen Gewichte der beteiligten Substanzen (ÅKERLUND, BERNSTEIN, BRAILSFORD, ETTINGER, KOMMERELL u.a., zit. 3). Danach hat Galle je nach ihrem Konzentrationszustand ein spezifisches Gewicht von 1010 bis 1032, stark eingedickte Kontrastgalle 1047, cholesterinreiche Steine 1040 - 1047 und Konkremente mit Kalkgehalt über 1050 (zunehmend mit Kalkgehalt). Danach zeigt sich folgendes Schichtungsschema (3):

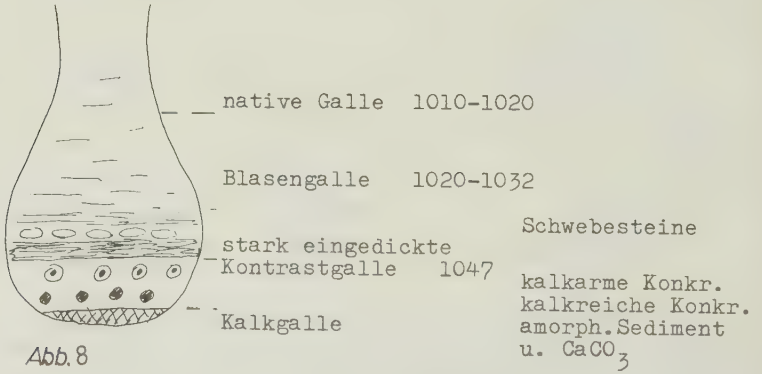


Abb. 8

Diese Art von Schichtung ist jedoch nicht die einzige, es gibt eine Reihe von Möglichkeiten, die ihres Zusammenhangs wegen mit der Problematik der Erkennung unter dem folgenden Kapitel besprochen werden sollen.

d) Radiologische Eigenschaften

Für die Radiologie wichtiger ist die Frage der Schwächung bzw. des Absorptionsvermögens der einzelnen Substanzen. Da die Schwächung A proportional der 4. Potenz der Ordnungszahl Z eines Elementes ist, ist das relative Absorptionsvermögen (bezogen auf H_2O = 1)

von	für gleiche Maße	für gleiche Schichtdicke
H_2O	1,0	1,0
Cholesterin	0,5	0,5
Bilirubin-Ca	0,8	1,0
$CaCo_3$	6,0	15,0

Wenn man die Zusammensetzung und die Größe, sowie das Absorptionsvermögen der Steinbestandteile kennt, so kann theoretisch festgestellt werden, ob und wie sie röntgenologisch nachweisbar sind oder nicht.
Wegen der hohen Absorptionskoeffizienten von anorganischen Salzen findet sich beim Vergleich von Zusammensetzung und Röntgen-Absorption eine direkte Beziehung zum Aschengehalt (= anorgan. Subst.) der Steine. Je stärker die Beimengung von anorganischen Substanzen und je höher das Atomgewicht der beteiligten Elemente ist, umso größer sind die Absorptionserscheinungen, umso stärkere Röntgenschatten geben die Gallensteine gegenüber der direkten Umgebung - ohne Anwendung von Kontrastmittel.
"Entsprechend der Geringfügigkeit ihrer anorganischen Beimengungen geben reine Cholesterinsteine den geringsten Röntgenschatten; danach folgen in der Intensität die Pigmentsteine. Ist der Pigmentgehalt dieser Konkremente gegenüber dem Cholesteringehalt hoch, etwa über 60 %, so wird der Pigmentstein vom Cholesterinstein im Röntgenbild unterscheidbar, zumal die Pigmentsteine häufig noch Kalksalze enthalten.
Da der Absorptionskoeffizient von Gewebe und Weichteilen etwa gleich 1 ist (80 % H_2O), ist auf der anderen Seite in gallehaltigen (auch 1), d.h. kontrastgebendem Medium die Aufhellung

durch einen Pigmentstein geringer als durch einen reinen Cholesterinstein. Der Unterschied zwischen beiden ist jedoch in der Regel im Röntgenbild nicht sichtbar. Kalkkerne von Cholesterin- und Pigmentsteinen treten entsprechend ihrem Ca-Gehalt deutlich im Röntgenbild hervor. Lufthaltige Zentralsäume in Gallensteinen oder Risse sind durch ihre im Röntgenbild auftretende Schattendifferenz auch in kontrastreichen Medien erkennbar. In reinen Cholesterinsteinen sind sie wegen des stark angenährten Absorptionskoeffizienten gegenüber Röntgenstrahlen kaum zu erkennen. Am deutlichsten erkennbar und auch im Röntgenbild differenzierbar sind wegen ihrer intensiven Schattenbildung die $CaCo_3$-Steine, deren Aschengehalt zwischen 10 und 25 % schwankt (nach SCHINZ 31 %). Gallenpigment liegt bei ihnen hauptsächlich als Biliverdin vor.
Der Einfluß des die Gallenkonkremente umgebenden Milieus auf den Steinschatten im Röntgenbild ist bedeutend. Mit Ausnahme der $CaCo_3$-Steine, starker Kalkkerne und Kalkmäntel, kehren bei stärker absorbierendem Milieu (rel. Koeff. s.o.) die Steine ihr Bild um. Aus positiven Schatten werden im Röntgenbild Aufhellungen (negative Steinschatten)" (HORSTER und HARNIG, 26).

Schema zur Verdeutlichung der Kontrastumkehr bei steigendem Gehalt an anorganischen Substanzen.

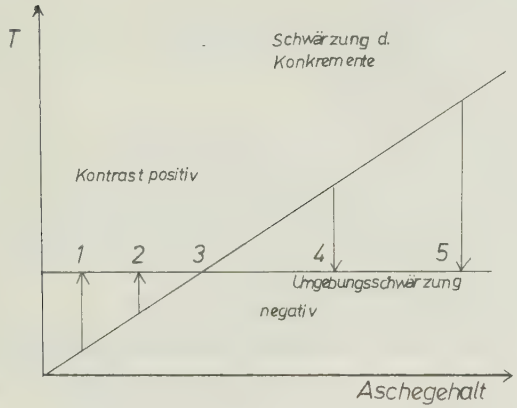


Abb. 9: Der Kontrast von Konkrementen verschiedener Zusammensetzung gegenüber ihrer Umgebung

1) Cholesterinstein
2) Cholesterinstein mit zunehmendem Pigmentanteil
3) Pigmentstein
4) - 5) Zunehmender Aschengehalt bei $CaCO_3$-Stein

Da sich im allgemeinen das Konkrement - abgesehen vom Ca-haltigen - von der Umgebung nicht oder kaum abhebt, ist zur einwandfreien Diagnostik von Konkrementen eine Kontraststeigerung erforderlich. Diese ergibt sich dadurch, daß die flüssige Galle mit einem Kontrastmittel versetzt wird. D.h.: der Galle wird eine jodhaltige Substanz auf i.v. oder peroralem Wege zugeführt.

Bei Verwendung von diesen Kontrastmitteln verschiebt sich die in Abb. 9 dargestellte Linie mittlerer Umgebungsschwärzungen nach oben: negative Kontraste werden etwa bei Cholesterinsteinen größer, Pigmentsteine werden sichtbar, vorher positive Kontraste werden kleiner oder kehren sich um.

II. DIE PROBLEMATIK DER ERKENNBARKEIT VON GALLENKONKREMENTEN

1. Die Erkennbarkeit als Bildgütekriterium

Bei Cholecystogrammen mit Verdacht auf Cholelithiasis kommt es in erster Linie und fast ausschließlich darauf an, zu erkennen, ob Konkremente vorhanden sind oder nicht. Zudem stellen sich des öfteren dieselben Konkremente auf einigen Aufnahmen dar, auf anderen wieder nicht.

Diese beiden Gründe rechtfertigen es, die Beurteilung der Bildgüte in unserem Fall auf die Erkennbarkeit allein zu beschränken. Daraus folgend vereinfacht sich das Problem der Bildgüte von Gallenblasenbildern auf die Frage: Wie lassen sich Konkremente in der Gallenblase erkennen?
Um diese Frage beantworten zu können, muß man wissen, wovon die Erkennbarkeit (E) abhängt. Per definitionem ist E das Verhältnis aus Schwächungskontrast (zw. Objekt u. Umgebung) und Unterschiedsschwelle:

$$E = \frac{\Delta A}{(x \cdot \Delta S)\ \text{min.}}$$

Die Unterschiedsschwelle $(x \cdot \Delta S)$ min. hängt von zahlreichen Faktoren ab, die mit der Betrachtung, nicht aber mit dem Bild selber zu tun haben. Andere, wie die Detailgröße und das Muster von Untergrund und Umgebung stehen direkt mit der Aufnahme in Zusammenhang.
Eine Schwächung A ist nach dem Absorptionsgesetz proportional der 4. Potenz der Ordnungszahl, der Dicke d der absorbierenden Schicht, der Dichte D (ϱ) und der 3. Potenz der Wellenlänge der verwandten Strahlen.

$$\frac{I}{I_0} = e^{-(c \cdot Z^4 \cdot 2^3 + \ldots) \cdot d \cdot \varrho}$$

Danach ist die Schwächung $A \sim Z^4$, d, D und λ^3.
Stellt man fest, daß bei gegebenem Konkrement dessen Substanz

und Form, d.h. Ordnungszahl Z, Dichte D und Dicke d nicht variabel sind, so bleiben zur Beeinflussung von ΔA evtl. Z, d, D eines Kontrastmittels und die Wellenlänge Z zu verändern. Weitere Faktoren finden sich in der Technik bei der Übertragung von ΔA auf das Bild als ΔS: der Übertragungsfaktor des Systems, d.h. die Summe der Kernlinien der einzelnen Übertragungsschritte (= Kontrastwiedergabe) und der Unschärfefaktor. Die Kontrastwiedergabe läßt sich durch Auswahl des Filmmaterials etwas beeinflussen, der Unschärfefaktor - bei vorhandener technischer Ausrüstung vor allem durch die Wahl der Expositionszeit (Bewegungsunschärfe) und durch Verminderung der geometrischen und photographischen Unschärfe (STIEVE und RÖHLER). Dem Röntgenologen bieten sich damit eine Reihe von Möglichkeiten, auf eine mögliche Erkennbarkeit von Konkrementen Einfluß zu nehmen. Sie seien zusammenfassend aufgezeigt:

1) Strahlenhärte (= Wellenlänge)
2) Strahlungsintensität I
3) Umgebung bei Kontrastmittelgebrauch
4) Ordnungszahl des Kontrastmittels
5) Dicke d des Kontrastmittels
6) Dichte D des Kontrastmittels
7) Expositionszeit (Bewegungsunschärfe)
8) Photographisches Material (Folien-Film-Kombination)
9) Geometrische Faktoren

Eine zusätzliche Möglichkeit besteht in der Ausnutzung der anatomischen Verhältnisse und der physiologischen Funktionen, sowie in der Wahl des Zeitpunktes der Aufnahme.

2. Möglichkeiten und Problematik der Einflußnahme

Im folgenden soll auf die soeben aufgezählten Punkte etwas näher eingegangen werden.

Ad 1
Es stellt sich die Frage der Härte der Strahlen. Allgemein werden mittelharte Strahlen bei Aufnahmen mit jodhaltigen Kontrastmitteln vorgezogen. Nur auf bestimmten Gebieten setzte sich die Hartstrahltechnik durch. "Sicherlich kann sie bei bestimmten Fragestellungen entscheidende Vorteile bringen. Es wäre aber vollkommen abwegig, sie in ähnlicher Weise, wie es oft in der Anfangszeit geschehen ist, als Universalheilmittel zu betrachten" (SCHOBER, 44). Im Routinebetrieb werden kontrastmittelgefüllte Gallenblasen bei einer Spannung von 60 - 70 kV aufgenommen.

Ad 2
Intensität und Expositionszeit ergeben nach der Formal I·t = D das Problem der optimalen Dosis. Wie wohl kaum ein weiteres Gebiet wurde es von zahlreichen Autoren untersucht und diskutiert. Ereiferte man sich jahrelang über die höchstzulässige Strahlendosis und maximale Strahlenbelastung, so findet sich erst in relativ neuer Literatur der Begriff der mindest notwendigen Dosis in Relation zum erzeugbaren Kontrast (Merit-Faktor). Die z.T. überbewertete Sorge um die höchstzulässige Dosis bewegte SPIEGLER (44) zu der Frage: "Wird der Patient in die Röntgenabteilung gebracht, um strahlengeschützt oder optimal diagnostiziert zu werden?"
Unter Meritfaktor versteht SPIEGLER ein Verhältnis, das die Vorteile und Nachteile bei der Verabreichung einer diagnostischen Röntgenstrahlung gegeneinander abwägt. Als Maß für den Vorteil dient ihm die relative Tiefendosis (Austrittsdosis) und als Maß für den Nachteil eine etwaige Vergrößerung der Halbwertschicht.
Damit ist nach SPIEGLER eindeutig eine Beziehung zwischen auf-

gewendeter Dosis, Strahlenschwächung und erkennbarer Mindestdicke und -dichte des diagnosewichtigen Details gegeben.
Über die Schwärzungskurve wird der Dosiskontrast direkt in die Schwärzung des Röntgenbildes umgewandelt. Die Kontraste sind dabei im geraden Bereich der Schwärzungskernlinie am größten. Verschieben sich die Kontraste aus dem geradlinigen Teil in den unteren Durchhang, so mindert sich zusätzlich zu den im Meritfaktor aufgewendeten Größen der Kontrast im Röntgenbild. Konkremente können dann im Durchhang unter den Schwellenwert gelangen. Da das Auge bei geringerer mittlerer Schwärzung (wie sie sich im Bereich des unteren Durchhanges findet) kleine Kontraste besser wahrnimmt, kann es evtl. einen gewissen Ausgleich für den Kontrastverlust geben.
Verschiebung in höhere Schwärzungsbereiche erfordert höhere Dosen die Verwendung hochverstärkender Folien, die damit aber erhöhte Unschärfe erzeugen, womit sich der Informationsgehalt der Röntgenbilder unter Umständen verringern kann.

Ad 3
Nur unter optimalen Bedingungen reichen im allgemeinen Wahl der Strahlenhärte und Dosis aus, um kalkhaltige Konkremente zu erkennen. Der Röntgenologe wird nach der Leeraufnahme, wenn er nicht von vornherein auf sie verzichtet hat, Kontrastmittel anwenden, um auch nicht kalkhaltige Konkremente sichtbar zu machen. Er kann damit die direkt kontrastierende Umgebung der Konkremente, d.h. den Gallenblaseninhalt mehr oder weniger für die Erkennung der Konkremente nutzbar machen. HAENISCH (25) empfahl 1927 wohl als Letzter die Röntgendiagnostik ohne Kontrastmittel und er stellte damals fest: "...Während der kalkreiche Stein bei wenig und dünner Galle oder geschrumpfter Blase am besten sichtbar ist, wird der kalkarme oder kalklose Stein nur Darstellungschancen haben, wenn die Dichtigkeit seiner Umgebung eine gesteigerte ist: also Cholesterinsteine in dicker, reichlicher Galle als Aufhellung oder negativer Schatten, während er im Hydrops verschwinden muß". Interessanterweise verbindet HAENISCH jeweils den Begriff Dichtigkeit mit "dicker

(= stark konzentrierte) und reichlicher Galle" zur Erkennung wenig dichter Steine oder mit "wenig und dünner Galle" zur Findung kalkreicherer Konkremente. Diese Wortkombination findet sich bis in die neueste Literatur und soll bei Besprechung der Punkte Dicke und Dichte genauer diskutiert werden.

Ad 4

Von größter Wichtigkeit für die Strahlenabsorption ist die effektive Ordnungszahl der Elemente, vor allem, weil sie in der Gleichung in 4. Potenz auftritt. E.GRAHAMS ersetzte die Chloratome eines Phenolphthaleinabkömmlings (1909 ABEL und ROWNTREE) durch schwerere Brom- und Jodatome und konnte damit - unter Ausnützung des Resorptionsvermögens der Gallenblasenschleimhaut eine Kontrastierung erreichen. Die heute im Handel befindlichen Kontrastmittel enthalten ausschließlich Jod als strahlenabsorbierendes Element (Bilioptin: trijodiert; Biligraphin: zwei trijodierte Benzolringe). Eine weitere Erörterung der Ordnungszahl ist deshalb nicht nötig.

Ad 5 und 6

Nachdem der Gebrauch von Kontrastmitteln möglich war, machte man die Erfahrung, vermittels des röntgenologisch dichteren Kontrastmittelschattens kalkarme Konkremente besser erkennen zu können. Preßte man mit Hilfe dosierter Kompression die Gallenblase etwas zusammen, wodurch sie röntgenologisch weniger dicht wurde, konnte man Konkremente unter Umständen noch besser erkennen. Diese wurde dahingehend erklärt, daß die dichte Kontrastmittelschicht kleinere Kontraste "wie ein Schleier" zudecken kann (25, 26).

Auf der einen Seite erhöht man durch Kontrastmittelinjektion das Absorptionsvermögen des Gallenblaseninhaltes und erhält damit bessere Kontraste. Auf der anderen Seite vermindert man das Absorptionsvermögen durch Kompression der Schichtdicke und erhält damit ebenfalls bessere Kontraste.

Um Mißverständnissen vorzubeugen sei darauf aufmerksam gemacht,

daß es sich bei der Dichte D in der Definitionsformal von A nicht um Dichte im röntgenologischen Sinne, sondern um die physikalische Dichte handelt. Dies zu beachten ist wichtig, wenn auch die physikalische Dichte und die röntgenologische Dichte einander proportional sind,

$$rö.D \sim \varrho \cdot d,$$

wobei die Dicke d als Proportionsfaktor angesehen werden kann. Dichte im physikalischen Sinn und Dicke stehen demgegenüber in keinem Zusammenhang.
Aus oben Gesagtem geht hervor, daß dicke Kontrastmittelschichten die Erkennbarkeit verschlechtern können (STIEVE). Da sich aber die Frage stellt, wie man sie verbessern kann, ist nur interessant zu wissen, wie man die Kontrastmittelschicht verkleinern kann.
Dazu gibt es zwei Möglichkeiten, die sich heute auch im Routinebetrieb allgemein durchgesetzt haben:

1) dosierte Kompression der Gallenblase von außen,
2) Kontraktion der Gallenblase mit Hilfe einer Reizmahlzeit (BOYDEN, BRONNER),
3) Schichtdarstellung (Tomographie)

Die für die röntgenologische Dichte wichtige Frage der Konzentration des Kontrastmittels scheint kein Problem zu sein. Es findet sich kaum eine Angabe über röntgenologisch interessante Konzentrationen. Was beschrieben wurde, sind Messungen über Ausscheidungsmechanismen des Kontrastmittels über die Leber, Resorptions- und Füllungsvorgänge in der Gallenblase, vor allem in Abhängigkeit von der Zeit (OESER, KROKOWSKI, TÄNZER u.a., 32).
Bei AKERLUND (2, 3) findet sich ein Hinweis, der darauf schliessen läßt, daß hohe Konzentrationen bessere Erkennbarkeit ermöglichen: "Die Dichtigkeit der Kontrastgalle am unteren Pol infolge der normalen Sedimentierungsverhältnisse begünstigt in hohem Grade das Hervortreten selbst minimaler Konkrementdefekte".

Dem kann entgegengehalten werden, daß der Durchmesser der Gallenblase gegen den unteren Pol hin zunimmt, die Kontrastmittelschicht sich vergrößert und schwächere Kontraste eigentlich die Folge sein müßten. HARNIG und HORSTERS (26) fanden in vivo und in vitro eine allgemeine Kontrastverschlechterung mit 5 %igem Jodtetragnost gegenüber kontrastmittelfreier Galle. Demnach würde dichteres Kontrastmittel kein besseres Erkennen ermöglichen.
Es liegt nahe - zumal fast nirgends die Konzentration eigens angesprochen wird -, daß Dicke und Dichte (= Konzentration) gemeint sind, wenn von Dichte oder Dichtigkeit des Kontrastmittels gesprochen wird. Das würde dem Begriff röntgenologische Dichte entsprechen.

Ad 7
Im Hinblick auf Bewegungsvorgänge im Abdomen ist die Expositionszeit wichtig. Zu Beginn der Röntgenphotographie waren die langen Expositionszeiten häufige Ursache, daß schwache Kontraste verwischt und so nicht erkannt werden konnten (37). Bei Gallenblasen sind Bewegungsgeschwindigkeiten von STIEVE und RÖHLER, LEMBKE und HEIDENBLUT u.a. untersucht. Sie kamen zu der Feststellung, daß im oberen Abdomen Bewegungsgeschwindigkeiten von 1 - 40 mm/sec. vorkommen, auch wenn man die Atmung ausschaltet. Unter optimalen Verhältnissen sollte zur Ausschaltung der Bewegung die Belichtung bei 0,1 sec. liegen (47).

Ad 8
Da die Fotoindustrie dem Radiologen eine ganze Reihe von Filmen zur Auswahl stellt, besteht eine weitere Möglichkeit der Kontrastbeeinflussung in der Wahl des Aufnahmematerials.
Filme mit steiler Gradationskurve geben bei gleichem Dosiskontrast einen größeren Schwärzungsumfang und damit einen größeren Kontrastumfang und höhere Einzelkontraste. Höhere Einzelkontraste können entweder dadurch erzielt werden, daß die Belichtung so gewählt wird, daß die Kontraste in den sogenannten gradlinigen Teil der Gradationskurve fallen. Dies bedeutet,

wie z.B. SEGERER für die Gallenblasen und Gallenwege nachgewiesen hat, für die positiven Kontraste eine Erhöhung der erforderlichen Dosis. Auf der anderen Seite ist es in begrenztem Umfang möglich, die Kontraste durch steile Gradationskurven zu erzeugen. Im allgemeinen wurden für die Röntgendiagnostik ohnehin schon Filme verwendet, die eine steile Gradationskurve aufwiesen. Zieht man höhere Kontraste vor, ist zu bedenken, daß die Dosis gegenüber niederen Kontrasten bei gleichem Film erhöht werden muß, um in gradlinigen Schwärzungsbereich zu gelangen (im Extremfall 3 x)(23). Bei Filmen mit steiler Gradationskurve vermindert sich sogar die Dosis.
Es mag eingewendet werden: In welchem Schwärzungsbereich liegen überhaupt die diagnosewichtigen Details. Sollten sie im Schwellenbereich und im unteren Durchhang liegen, so bringt auch eine hart arbeitende Emulsion dort keine Vorteile (vgl. Punkt 2 und 7). Bietet die Vergrößerung des Kontrastumfanges bei steilen Filmen echte Vorteile?
SCHOBER meint: " Es hat wenig Sinn, den Kontrastumfang wesentlich größer zu machen, als bisher üblich ist. Wenn der Schwärzungsumfang mehr als zwei Zehnerpotenzen überschreitet, ist es notwendig, die Extreme durch entsprechendes Ausblenden zu beseitigen ..... Die Zahl der gleichzeitig wahrnehmbaren Kontraststufen sinkt bei ungünstigem Adaptionszustand, bei niedrigem Leuchtdichteniveau und bei starker Bildunruhe sehr schnell ab".

Ad 9
Geometrische Faktoren: Die Gallenblase liegt bei typischen Gallenblasenaufnahmen, wie auf Tomogrammen zu ermitteln ist, zwischen 4 - 8 cm von der Tischoberfläche entfernt, vorausgesetzt, daß die Untersuchungen in Bauchlage ausgeführt werden. Der Abstand bis zum Film beträgt in der Regel 7 cm. Damit ergibt sich bei Untersuchungen am Rastertisch bei 1 m Abstand ein Vergrößerungsfaktor von etwa 1:1,12 bis 1:1,18, bei Fernaufnahmen von 1,40 m von 1:1,09 bis 1:1,12. Am Durchleuchtungsgerät ergibt sich bei Verwendung eines Kompressionstubus ein

Haut-Film-Abstand von 11 cm, ein Focus-Film-Abstand von ca. 71 cm und ein Vergrößerungsfaktor von 1:1,27 bis 1:1,37. Dies bedeutet, daß man mit einer max. Konturunschärfe von 0,24 mm bei Verwendung eines 2 mm-Focus bei Rastertischaufnahmen mit 1,40 m Abstand und 0,35 mm bei Verwendung eines 1,0 m Abstandes und einer Konturunschärfe von 0,22 mm bei Verwendung eines 0,6 mm-Focus bei Zielaufnahmen rechnen muß (STIEVE u. RÖHLER,47).

3. Ausnutzbarkeit anatomischer und physiologischer Fakten

Die nicht unwichtigsten Faktoren, mit Hilfe derer man immer wieder vor allem kleine Konkremente erkennen kann, basieren auf der Kenntnis der anatomischen und funktionellen Gegebenheiten der Gallenblase sowie deren Ausnutzung. Im Prinzip handelt es sich dabei um keine zusätzlichen Faktoren als den unter 1 - 9 beschriebenen.
Nehmen wir als Beispiel die Kopftieflage: Konkremente gelangen unter Umständen aus dem corpus vesicae felleae, wo sie wegen der dicken Kontrastmittelüberlagerung nicht erkannt werden können, in das infundibulum und damit in ein Gebiet geringerer Schichtdicke des Kontrastmittels. Das zugrunde liegende Prinzip heißt also "Beeinflussung der Schichtdecke des Kontrastmittels (Km)".
AKERLUND (2, 3) fordert obligatorisch die Aufnahme im Stehen bei dosierter Kompression und horizontalem Strahlengang aus folgenden Gründen:

Sediment setzt sich im Fundus halbmondförmig ab und kann als solches erkannt werden.

Schichtungsphänomene lassen Rückschlüsse auf die Funktionstüchtigkeit der Gallenblase zu.

Evtl. vorhandene cholesterinreiche Steine (vor allem kleine Konkremente) in der dicken Kontrastmittelschicht nicht auffindbar, lagern sich unter Umständen deutlich erkennbar zwischen Kontrastgalle und freier Galle.

Dosierte Kompression verfolgt über die Verringerung der Schichtdicke den gleichen Zweck.

Die physiologische Tatsache, daß sich die Gallenblase auf Reiz bestimmter Nahrungsmittel kontrahiert, wird heute allgemein ausgenutzt, um die Kontraktionsfähigkeit zu prüfen und um kleine Konkremente durch Verringerung der Schichtdicke des Kontrastmittels oder durch die Verlagerung in das Infundibulum sichtbar zu machen.

Die Konzentrationsfähigkeit der Galle kann häufig an auftretenden Schichtungsphänomenen (43 % bei STIEVE, 46) geprüft werden. Die Kenntnis der Entstehung von Schichtungen und der Füllung der Gallenblase erlaubt dazu manche Erklärung über mögliche und nicht mögliche Erkennbarkeit von Steinen und kleinen Konkrementen.
Aus diesen Gründen wird im kommenden Abschnitt in zusammengefaßter Form (Näheres bei AKERLUND (2, 3), BECLERE (7), BARSONY (6), BERMOND (8), BERNSTEIN (10), KOMMERELL (30), STIEVE (46) u.a.)

auf den Füllungsmechanismus,
auf dabei auftretende Schichtungsphänomene,
auf das Problem der schwebenden Steine

eingegangen.

Der Füllungsmechanismus:

1) Aus der Leber über den Ductus cysticus in die Gallenblase einströmende Nativgalle (spez. Gewicht 1010 - 1020) wird an der Schleimhaut durch H_2O-Resorption konzentriert und dadurch spezifisch schwerer.
Handelt es sich bei der einströmenden Nativgalle um Kontrastmittelgalle, so bildet sich zunächst im Infundibulum eine Kontrasthaube, die langsam peripher - durch dauernde Konzentrationsarbeit der Schleimhaut schwerer werdend - zum Fundes hin absinkt. Röntgenologisch zeigt sich dieses Stadium bei sehr schneller Konzentrierung der Nativgalle u.U. durch eine Randschichtung, d.h. konzentrierte Kontrastgalle an der Peripherie.

2) Die absinkende schwere Kontrastgalle (1040) bildet im Fundus einen langsam steigenden See. Darüber befindet sich die vorher schon vorhandene Blasengalle (1026 - 1032). Röntgenologisch läßt sich eine einfache Schichtung feststellen. Strömt dabei weiterhin leichtere mit Kontrastmittel beladene Nativgalle ein, bleibt die Kontrasthaube im Infundibulum bestehen und es zeigt sich eine zweifache Schichtung.

3) Nach Abschluß der Konzentration verschwinden die Grenzen der einzelnen Schichten (abhängig von Zeit und Diffusionsgeschwindigkeit des Kontrastmittels) und es bildet sich eine homogene Füllung.

Mißt man solche Gallenblasen kontinuierlich photometrisch aus, so findet man je nach Phase und Resorptionsfähigkeit evtl. typische Kurvenformen:

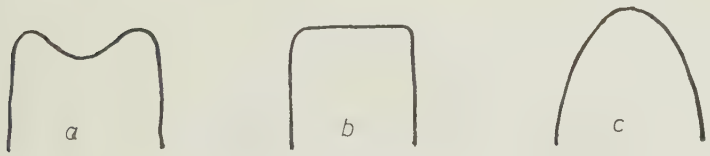


Abb. 10: a) bei gesteigerter Resorption: deutliche Wandschichtung
b) bei normaler Resorption: langsam peripherwärts steigene Km-Konzentration
c) bei fehlender oder abgeschlossener Resorption: homogene Füllung
(nach OESER, KROKOWSKI und TAENZER)

Schichtungsphänomene:

Die von STIEVE (46) an über 200 Cholecystogrammen festgestellten Schichtungsmöglichkeiten lassen sich folgendermaßen erklären (nach STIEVE):

57 % homogen: fehlende oder abgeschlossene Konzentrierung
18,8 % zweifach geschichtet, unscharf begrenzt
24 % zweifach geschichtet, scharf begrenzt: Auffüllungsstadien
18 % Randschichtung: Auffüllungsstadium bei erhöhter Resorption
11 % einfache Schichtung: Auffüllungsstadium

2 % umgekehrte Schichtung: vermutlich pathologisch

1 % ungleiche Füllung: vermutlich mangelnde Vermischung wegen zu hoher Viscosität der alten Galle (beobachtet bei durch Schonkost ruhiggestellter Galle)

Entleerung:

Bei Kontraktion entleert sich nach AKERLUND zuerst die zentral liegende alte Galle, die evtl. bei vorhandener Randschichtung einen kontrastmittelfreien Pfropf gebildet haben kann. Dann erst folgt die im Fundus befindliche Galle und zum Schlußdie von der Peripherie.

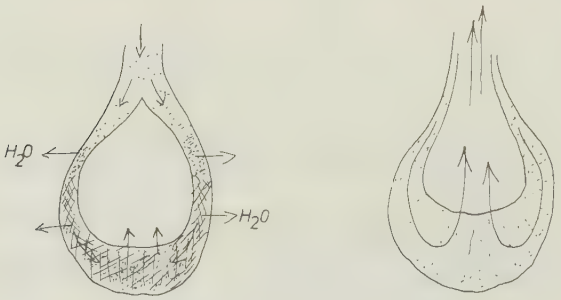


Abb. 11: Füllung und Entleerung einer Gallenblase (nach AKERLUND)

In dem kontrastmittelfreien Pfropf können sich unter Umständen kleinere, aber auch größere Konkremente befinden, die - haben sie das gleiche Absorptionsvermögen wie die sie direkt umgebende Galle - nicht erkannt werden können. Zieht man in Betracht, daß häufig die Blase vor Cholecystographie von alter Galle nicht entleert wird, so dürfte ein sich bildener Pfropf relativ häufig vorkommen. Bei der Photometrie würde sich der zweite Kurventyp (s.o.) zeigen. Werden Konkremente nach einer

Reizmahlzeit sichtbar, kommt das in diesem Fall entweder durch Verringerung der Kontrastmitteldicke zustande oder überhaupt erst dadurch, daß die Konkremente in kontrastgebendes Milieu gelangen.

Schwebende Steine:

Kennt man die Schichtungsverhältnisse und die spezifischen Gewichte der verschiedenen Gallen und der beteiligten Substanzen, so fällt es nicht schwer, die Untersuchungen von AKERLUNG (3) zu verstehen (siehe auch Kap. I, 3)

Zum Problem der schwebenden Steine:

In kontrastmittelfreier Blasengalle kann es keine schwebenden Steine geben, da die leichtesten, die reinen Cholesterinsteine, ein spez. Gewicht von 1040, die schwerste konzentrierte Galle aber nur wenig über 1030 haben.

Das Phänomen ist also ein Kunstprodukt der Schnellcholecystographie. Bei vorhandener kontrastmittelhaltiger konzentrierter Galle mit spez. Gewicht je nach Kontrastmittelkonzentration, aber über 1040, finden sich deshalb die schwebenden Steine stets zwischen der Schicht der freien und der kontrastmittelhaltigen Gallenschicht oder deren Diffusionszone (hier können sie evtl. nicht erkannt werden).

Aus diesem Abschnitt dürfte klar geworden sein, daß es beim Problem der Erkennung von Gallensteinen noch eine Reihe noch nicht oder nicht eindeutig beantworteter Fragen gibt.

Die nun folgenden Versuche sollen ein Beitrag zu der einen oder anderen dieser Fragen sein.

III. VERSUCHE

Das der Arbeit zugrunde liegende Bildmaterial wurde mir zum Teil aus dem Routinebetrieb der Röntgenabteilung des Institutes zur Verfügung gestellt, zum Teil in zwei Versuchsserien gewonnen. Danach läßt sich die folgende Einteilung in drei Hauptteile vornehmen:

Versuch A: Plexiglasmodell
Versuch B: Gallenblasenphantom
Material C: Natürliche Cholecystogramme (ohne eigene Versuche)

1. Versuch A: Mit Plexiglaszylindern

a) Material:
Es wurden 26 Röntgenaufnahmen eines Modells aus Plexiglas gemacht, welches aus einer Platte und sieben verschieden starken Zylindern bestand: An den Rand dieser 9,5 cm x 25 cm großen Platte von 5 mm Dicke wurden in Abstand von 1 - 2 cm die 3 cm langen 0,4 - 4 cm dicken Zylinder befestigt. Durchmesser, Abstände und Anordnung sind folgender Zeichnung zu entnehmen:

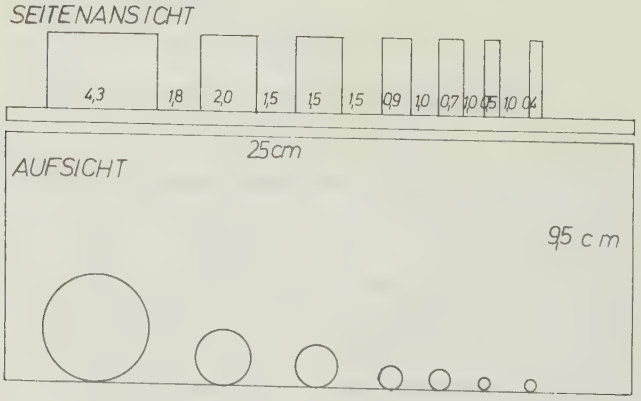


Abb.12

Dieses Modell wurde etwas erhöht in einer oben offenen Küvette mit den Bodenaußenmaßen 27 cm x 11 cm so aufgestellt, daß die Platte waagerecht lag und die Zylinderachsen senkrecht auf den horizontal einfallenden Röntgenstrahlen standen. Vor die 11 cm dicke erste wurde als zusätzlicher Streukörper eine 5 cm dicke mit reinem Wasser gefüllte zweite Küvette aufgestellt. Der große Behälter wurde mit einem Gemisch aus H_2O und jodhaltigem Kontrastmittel etwa 25 cm hoch gefüllt. Die Jodkonzentration wurde im Laufe des Versuches so variiert, daß die röntgenologische Dichte dieser 9,5 cm dicken Schicht dieselbe war, wie die einer kontrastmittelgefüllten Gallenblase von 3 cm Dicke und einer Jodkonzentration von 0,03 bis 15 g%. Die Konzentrationen betragen daher in der ca. 3 x dickeren Küvette (9,5 cm : 3 cm) ein Drittel der Konzentrationen der angenommenen Gallenblase:

Jodkonzentration in der Küvette										
0,01	0,02	0,04	0,08	0,16	0,33	0,66	1,3	2,6	5,3	g%
Die Konzentration würde in einer Gallenblase entsprechen										
0,03	0,06	0,12	0,25	0,5	1	2	4	8	16	g%

Tabelle: Übersicht über die verwendeten Jodkonzentrationen und ihre Relation zu Konzentrationen in einer 3 cm dicken Gallenblase

b) Versuchsanordnung und Aufnahmetechnik:

Dieses Modell bestehend aus den Zylindern und den beiden gefüllten Küvetten wurde vor dem Röntgengerät so aufgebaut, daß der Abstand Hinterkante der Zylinder - Filmebene genau 3 cm betrug. Des weiteren waren

der Focus - Filmabstand: 140 cm

Focusgröße (einer Siemensdrehanodenröhre) 1,2 mm x 1,2 mm

Alle Aufnahmen (auch des Versuches B) wurden mit dem Röntgengerät TRIDOROS 4 der Firma Siemens gemacht. Als Belichtungsautomat diente der IONTOMAT 6 der gleichen Firma. Bei diesem bestand die Möglichkeit, verschiedene Schwärzungsbereiche zu wäh-

len, welche sich in der Dosis wie 1:2:4 verhielten.
Es wurden Universalfolien (Siemens Saphir) und Kodak-Filme (Kodak Safety M 4) verwendet.
Die Filmverarbeitung geschah einheitlich mit der vollautomatischen Kodak-Entwicklungsmaschine RP x-omat PROCESSOR 116.
Der dabei auftretende Schleier (einschließlich Unterlage) lag bei S = 0,2.
Soweit blieben die Bedingungen während der ganzen Versuche ständig gleich. Geändert wurden bei einzelnen Aufnahmen und ganzen Serien in diesem Versuch A

Größen	verwendete Möglichkeiten
Feldgröße	100 cm^2, 225 cm^2, 400 cm^2, 625 cm^2
Raster	FFH (R = 12,5) FF (R = 7) (Linienzahl 24 bzw. 28 L/au)
Spannung	50, 60, 70, 80, 90, 100 kV
Schwärzung	normal und +2 (ohne Raster)
Jodkonzentration	0,01 - 5,3 g% Jod (s.o.)

Unter Variation der Möglichkeiten entstanden 26 Aufnahmen.

c) Meßmethodik:

An den unter obigen Bedingungen entstandenen Aufnahmen wurden ausschließlich Schwärzungen gemessen.
Dazu standen 2 Geräte zur Verfügung:

1) Dichtemesser der Firma van Briessen: Dieser ist ein Punktphotometer mit einer runden Meßfläche von 3 mm im Durchmesser. Er ist geeignet zur Messung größerer Flächen und verfügt über einen Meßbereich,an dem die Schwärzung bis 4,0 bei einer Ungenauigkeit von $\pm$ 0,01 direkt abgelesen werden kann.

2) Doppelstrahl-Mikrodensitometer der Joyce, Loebl and Co. Ltd: Dieser wurde bevorzugt verwendet, wenn kleine Flächen, kontinuierliche Schwärzungsänderungen oder Kontrastgradienten untersucht werden mußten.

Der Dichtemesser (van Briessen) ist einfach zu handhaben und direkt abzulesen. Wegen der Größe der zu messenden Flächen bieten sich auch keine Schwierigkeiten beim Festlegen und Wiederauffinden bestimmter Objekt-Details, deren Schwärzung bestimmt werden soll.
In diesem Versuch wurde nur die Schwärzung der Plexiglasplatte mit dem Gerät gemessen, weil wegen der Kontrastgradienten mit dem Mikrodensitometer gearbeitet werden mußte, die Platte aber vom durchwandernden Meßstrahl nicht getroffen werden konnte. Das Mikrodensitometer erfordert erhebliches Verständnis und höchste Arbeitsgenauigkeit. Das Arbeitsprinzip dieses Schwärzungsmeßgerätes wurde bei HENNECKE (27) und SEGERER (36) ausführlich beschrieben. Genaue Meßanleitungen finden sich bei BIEDERMANN und FRIESER (12).
Bei der Wahl der Größe des Spaltes werden verschiedene Angaben gemacht (Anm.: Es ist zu unterscheiden zwischen Meßfläche und Spaltgröße). Das durch einen Kondensor auf das Bild treffende Lichtbündel ist stets gleich und durchdringt somit stets die gleiche Fläche. Aus dieser Fläche wird mit der Wahl der Spaltgröße - die aber erst hinter der Optik wirksam wird - ein Bereich zur Messung in Form eines Ausschnittes aus dem durchtretenden Lichtbündel verwendet. Dazu folgendes Schema (stark vergröbert):

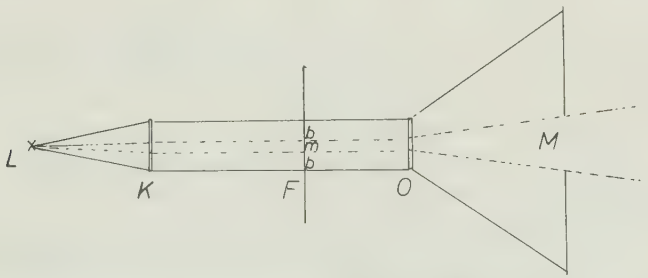


Abb.13: Schema zur Darstellung von Meßfläche (m), Meßstrahl und Bedeutung der Spaltgröße (M) am Mikrodensitometer. Durch eine 5-fache Vergrößerung der Optik (O) und der 2-fachen durch die Projektion ergibt sich ein Vergrößerungsfaktor für die Größe des Meßfeldes von 10. D.h. das Meßfeld (m) ist 10 x kleiner als die Spaltgröße (M). K = Kondensator, F = Film, L = Lichtquelle, b = beleuchtete Fläche (entsprechend Beleuchtungsstrahl), m = Meßfläche (entsprechend dem Meßstrahl)

HENNECKE (27) tastete das Bild mit einer Meßfläche von 1 mm x 1 mm ab (Spalt = 1 cm x 1 cm).
BIEDERMANN und FRIESER (12) empfehlen zur Messung von Röntgenfilmen Meßflächen von 5000 - 30000 $/u^2$.
SEGERER (36) blieb mit 8000 $/u^2$ in diesen empfohlenen Grenzen.
Mit einer Meßspaltgröße von 50 $/u$ x 600 $/u$ = 30000 $/u^2$ wurden die Werte dieser Arbeit erzielt.
Während der Messungen fand ich, daß sich mit einer größeren Meßfläche bedeutend leichter arbeiten läßt. Aus Kontinuitätsgründen blieb ich trotzdem bei den 30000 $/u^2$.
Vergleiche zwischen Kurven, die mit verschiedener Spaltöffnung hergestellt wurden, sollen einige Beispiele ermöglichen:

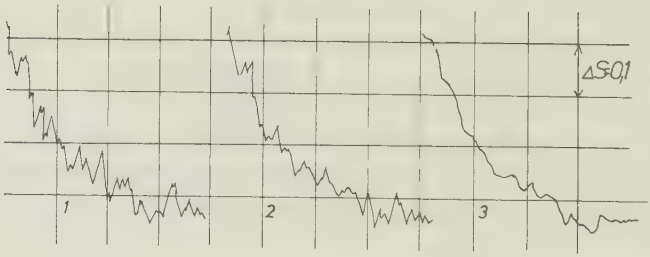


Abb. 14: Kurven 1 - 3: Teilstück eines kontrastmittelgefüllten Gallenblasenfundus, in dem keine Objektdetails erkannt werden konnten (= homogen).
Die Meßfläche betrug bei Kurve 1: 0,03 mm^2 (= 30000 $/u^2$)
2: 0,5 mm^2
3: 3 mm^2

Daraus folgt:

1) Je kleiner der Meßspalt, desto häufiger die statistischen Schwankungen.
2) Kleine Meßspalte bewirken eine an Maxima und Minima reiche Kurve.
3) Eine Zuordnung dieser Maxima und Minima auf Details ist unmöglich (diese hätten eine Ausdehnung von 0,1 - 0,2 mm und sind vermutlich auf Kornhaufen zurückzuführen).

4) Die Begrenzung von Plateaus ist schwierig und wegen subjektiver Entscheidungen Ursache von Fehlerquellen.
5) Da im Organismus keine Kanten vorkommen, liefert eine extrem feine Spalteinstellung dort überhaut keine Vorteile.
6) Dort wo Kanten vorkommen (z.B. Phantom) ergibt sich durch die Spalteinstellung eine mögliche Ungenauigkeit von zusätzlich ± 1/2 Spaltgröße (in Laufrichtung). Dies ist nur von Bedeutung bei Detailgrößenbestimmung.

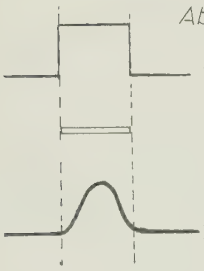


Abb.15

Verlauf einer Schwärzungskurve bei gedachtem Meßspalt von → 0

Detail

Kurvenverlauf bei einer Meßfläche von der Größe eines Details

Die Nachteile einer großen Meßfläche zeigen sich

1) in einer Verflachung der Kontrastgradienten (bis 1/2 mm Spaltöffnung fast nicht wahrnehmbar, da im Rahmen der Fehlergrenze),
2) in einer Verflachung der Kontraste (durch Integrierung der Schwärzungen der Meßfläche), wenn die Details kleiner als die Meßfläche sind (kleinste wahrnehmbare Objektdetails sind mindestens 0,25 mm^2). D.h. daß Details, die eine Verflachung der Kontraste aufweisen, mit dem Auge nicht mehr wahrnehmbar sind, wenn der Meßspalt $<0{,}25\ mm^2$.

Deshalb ist die Empfehlung von BIEDERMANN und FRIESER nicht auf Röntgenaufnahmen des Organismus und auch nicht auf so grobe Phantomaufnahmen, wie sie im Falle unserer Versuche ge-

macht wurden, anzuwenden. Geht man davon aus, daß der Spalt der Quere nach senkrecht auf ein Detail zuläuft (siehe Abb.), dann genügt ein Meßspalt, der halb so breit wie das kleinste interessierende Detail und der nicht länger als eben dieses Detail ist.

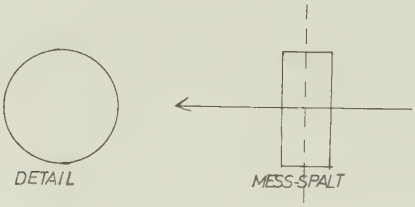


Abb.16

In dieser Größe dürften die Vorteile voll zur Geltung kommen, ohne daß sich schon die Nachteile bemerkbar machen würden.

Die Genauigkeit des Gerätes ist geradezu optimal:
Beim Versuch, durch mehrmaliges Abtasten derselben Strecke einen Mittelwert der Kurve durch Änderung der statistischen Schwankungen oder Schreibungenauigkeiten zu erhalten, stellte sich heraus, daß selbst bei drei- und viermaligem Übereinanderschreiben der Kurven diese nicht im geringsten voneinander abweichen.

Abb. 17: Beispiel einer dreimal geschriebenen Kurve

Durch Auswechseln der Gerätegraukeile ist es möglich, ver-

schiedene Schwärzungsbereiche zu erfassen. Es hat sich aber erwiesen, daß ein Graukeil mit einer maximalen Schwärzung bei 2,16 allen Anforderungen am besten genügte, so daß er nie ausgewechselt werden brauchte:

- Schwärzungsumfang war ausreichend.
- Die Amplituden waren so groß, daß nur mit einer Ungenauigkeit von ± 0,01 ausgewertet werden konnte.
- Auf kleinen Strecken war die Schwärzung S der Strecke des Ausschlages direkt proportional: 1 mm ≙ 0,01 (S).
- Bei längeren Strecken mußte mit der Eichkurve verglichen werden.

Die Eichkurve wurde mit einem Röntgen-Stufenkeil bestimmt, bei dem die einzelnen Stufen homogen und genau bekannt waren. Eine Eichung für jeden Gerätegraukeil ist ausreichend, doch muß bei jeder Messung die O-Punkt-Einstellung mit Hilfe einer Stufe des Eichkeiles kontrolliert und korrigiert werden.
Diesen Punkt stellten wir bei jedem Meßblatt so ein, daß die unterste Linie des Millimeterpapieres einer Schwärzung von 0,15 entsprach. Er brauchte nur verschoben werden, wenn Schwärzungen > 1,6 auftraten. Gleichzeitig wurde für jedes Röntgenbild der Schleier bestimmt.
Die Dämpfung des Gerätes war stets maximal.
Der Papiervorschub betrug bei diesem Versuch 1:1, sonst 1:5.
Die Röntgenbilder wurden so eingelegt, daß der Meßstrahl des Gerätes bei laufendem Schlitten durch die Mitte der Zylinder senkrecht zu deren Achsen lief.

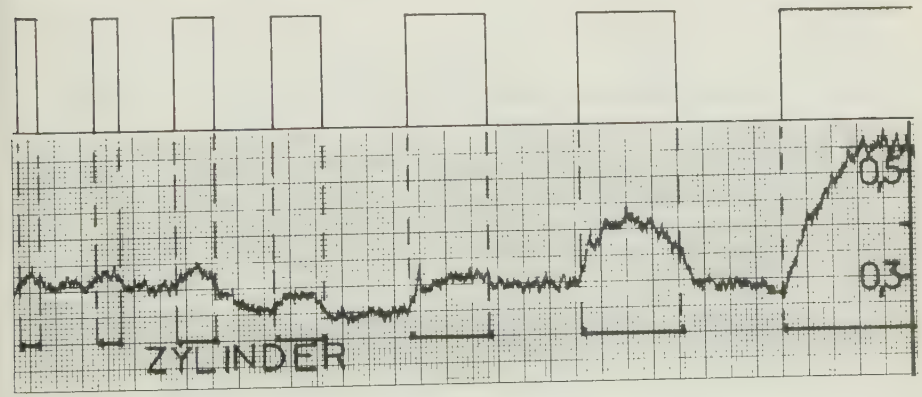


Abb. 18: Die Schwärzungsverhältnisse einer Röntgenaufnahme des Phantommodelles

d) Auswertung und Ergebnisse:

Aus den Kurven kann

1) die Schwärzung der Zylinder
(entspricht Gallensteinen),

2) die Schwärzung der Jodlösung
(entspricht Kontrastmittel in der Blase),

3) die Schwärzung der Plexiglasplatte
(Umgebung der Gallenblase wurde mit dem Punktphotometer bestimmt (s.o.))

entnommen werden.

Da das Auge nur unmittelbar nebeneinander liegende Schwärzungsunterschiede (Simultankontraste) als Kontraste empfindet, wurden im allgemeinen nur Schwärzungspaare an dicht zusammenliegenden Objektdetails oder auf beiden Seiten einer Kontrastlinie gemessen.

Im einzelnen wurden die Kontraste ΔS der Zylinder aus ihrer maximalen Schwärzung und der Schwärzung des umgebenden Kontrastmittelniveaus errechnet.

Abb. 19: $\Delta S = S_1 - S_2$

Grundsätzlich wurde der Kontrast nach beiden Seiten berechnet und der Mittelwert gebildet.

An Hand der Gradationskurve wurden die Schwärzungen S_1 und S_2 auf relative Intensitäten umgerechnet und daraus nach der Formel

$$K = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

der Dosiskontrast K berechnet.

Der Schleier wurde bei diesen Aufnahmen nicht berücksichtigt, da er innerhalb einer Fehlergrenze von ± 0,01 konstant war und in die Dosis eingeht.
Die Detailgrößen wurden aus der Kurve (als Abstand der Schnittpunkte der Kurven des Zylinders und des Kontrastmittelniveaus) und am Schaukasten unter direkter Sicht mit unterlegtem Millimeterpapier ermittelt. Gerade letztere Methode zeigt sehr deutlich, wo Kontraste umschlagen (vermutlich Mach-Effekt).
Die 10 gewonnenen Detailgrößen entsprachen erwartungsgemäß den bekannten Durchmessern der Zylinder. Die dünnsten Zylinder waren auf den Röntgenbildern 1/2 - 1 mm kleiner als in natura, was auf unscharfe Kantenabbildung zurückführbar sein dürfte (der Focus 1,2 mm x 1,2 beim Abstand 150 cm spielt keine Rolle). (Siehe unter II, 2 ad 9)

Mit den Plexiglaszylindern konnte in Erfahrung gebracht werden, wie die Schwärzungsverhältnisse an gallensteinähnlichen Körpern aussehen. Die Bedingungen sind insofern vereinfacht, als ihr Querschnitt genau kreisförmig, ihr Durchmesser bekannt und ihr Aufbau völlig homogen ist. Geht man von dieser Tatsache aus, würde sich in Luft und ohne Berücksichtigung eventueller Einflüsse die Kurve eines solchen Körpers theoretisch folgendermaßen darstellen:

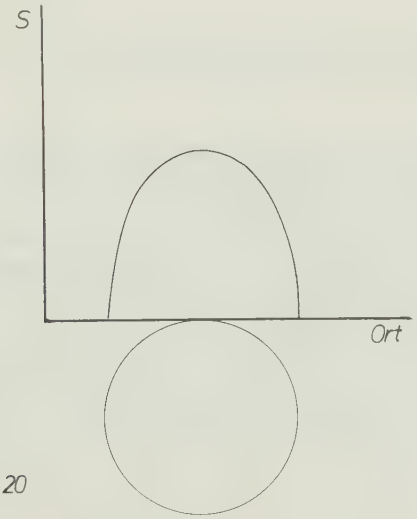


Abb.20

Wie man aus der tatsächlichen Kurve entnehmen kann (Abb. 14), haben nur die größten Kontraste (der größten Details) Ähnlichkeit mit dem theoretischen Verlauf der Kurve. Meistens haben sie jedoch Ähnlichkeit mit Ausschnitten aus einem Kreisbogen, d.h. sie sind vor allem flacher. Diese Verflachung der Kontraste geht auf eine Reihe von Einflüssen zurück, die in Versuch B näher untersucht werden.
Besonders auffallend ist ein deutlicher Zusammenhang zwischen Detailgröße und Kontrast. Graphisch läßt er sich wie folgt darstellen:

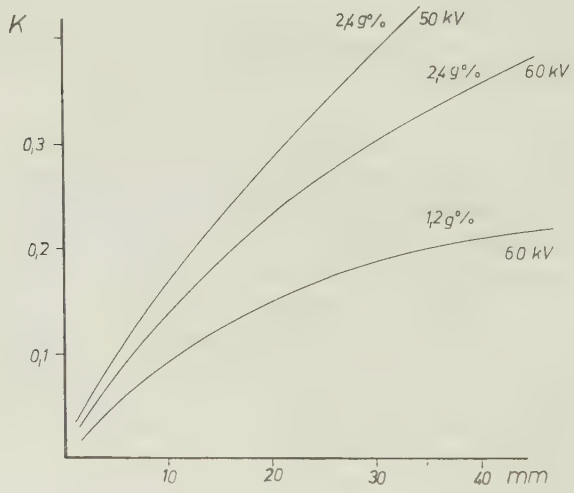


Abb. 21: Abhängigkeit des Dosiskontrastes K von der Größe der Plexiglaszylinder bei 50 und 60 kV und einer Jodkonzentration von 1,2 bzw. 2,4 g%

Der graphischen Darstellung nach nehmen die Kontraste mit der Detailgröße zu, erreichen aber bei Werten >4 cm maximale Kontraste. Diese maximalen Kontraste hängen, wie hier hervorgeht, von der Konzentration des umgebenden Kontrastmittels und der Höhe der Spannung ab. Höhere Konzentration und weichere Strahlen führen zu einer Erhöhung der Kontraste. Die maximalen Kon-

traste wurden dabei gegen größere Detailgrößen verschoben. Die Ergebnisse veranlaßten eine Untersuchung der Zusammenhänge unter Voraussetzungen, die den natürlichen Bedingungen näherkommen (Versuch B).

Als weiteres Phänomen konnte in einem Fall die schon von FRICK auf Grund theoretischer Überlegungen beschriebene Kontrastumkehr zwischen der quergetroffenen Plexiglasplatte (9,5 cm, rel. Abs.koeff. = 1) und der Jodlösung (9,5 cm; 0,3 g% I) bei steigender Spannung beobachtet werden.

Photometrisch wurde folgender Zusammenhang zwischen Schwärzung und Spannung ermittelt:

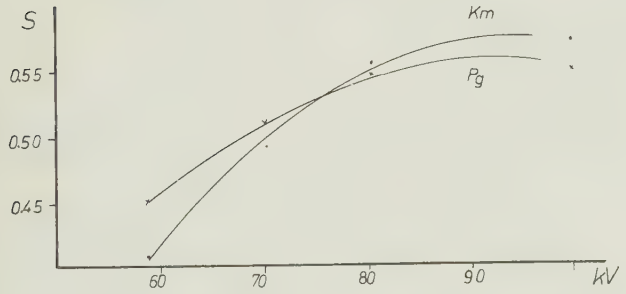


Abb.22

Die Bilder, welche bei einer Spannung von 60 und 70 kV aufgenommen wurden, zeigen den Plexiglasstreifen als Aufhellung, bei 80 kV ist kein Kontrast feststellbar, über 80 kV erscheint das Plexiglas gegenüber dem Kontrastmittel als positiver Schatten.

2. Versuch B: Gallenblasenphantom

a) Material und Versuchsanordnung:

Mit diesem Modell wurde versucht, die Gallenblase bei Cholelithiasis und ihre röntgenologische Situation bei Kontrastfüllung möglichst naturgetreu wiederzugeben.
Jeweils 6 Gallensteine unterschiedlicher Größe (2 - 11 mm) (Cholesterinpigmentkalksteine, facettiert) wurden zwischen zwei Tesafilmstreifen befestigt und aufrechtstehend in einen dünnen Gummischlauch gestellt. Dieser wurde mit Kontrastmittellösung gefüllt und verschlossen. Vier derartig gefüllte "Gallenblasen" wurden mit einer einfachen Aufhängevorrichtung zwischen zwei (11 cm und 5 cm Schichtdicke) mit Wasser gefüllten Küvetten in Luft schwebend aufgehängt.
Beim Einstellen optimaler Konzentrationen in den Vorversuchen erwies sich ein Wechsel der Kontrastmittellösungen im gleichen Gefäß mit denselben Steinen als nicht durchführbar. Wurden die 4 Konzentrationen einer Gallenblasenserie geändert, mußten deshalb neue Gummischläuche und andere Steine verwendet werden. Nachdem die geeigneten Konzentrationen gefunden waren, wurden die Verhältnisse nicht mehr geändert, um eine Schwärzungsmessung mit Hilfe einer Schablone zu ermöglichen.
Nach den Vorversuchen wurde die Anordnung etwas abgeändert: Die Gallenblasen wurden nicht mehr in den luftgefüllten Raum zwischen die Küvetten, sondern direkt in das Wasser der 11 cm-Küvette gehängt. Dabei mußten die Blasen mit Hilfe eines Stückchen Metalls beschwert werden, da ihr gesamtspezifisches Gewicht kleiner als das von Wasser war (vermutlich durch Austrocknung und Luftfüllung der Steine). Bei dieser Anordnung wurden alle Aufnahmen einmal mit und einmal ohne den zusätzlichen Streukörper (2. Küvette mit 5 cm H_2O) gemacht.

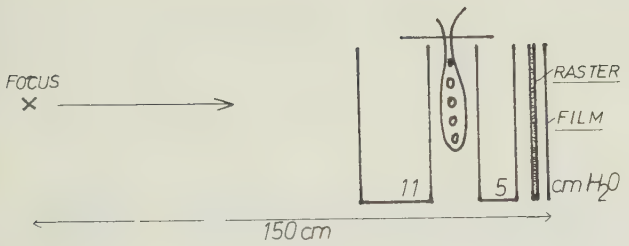


Abb. 23: Anordnung bei den Vorversuchen (Bild 1 - 10)

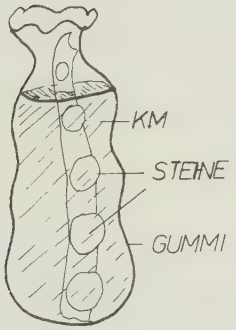


Abb. 24: Schema eines Gallenblasenmodelles:

Die Form der schwimmenden Gallenblase war die eines oben und unten abgerundeten Zylinders. Zwischen den Polen betrug der Durchmesser einheitlich zwischen 3 und 5 cm je nach Füllungszustand und Länge.

Die apparative Ausrüstung und sonstige Versuchsbedingungen sind wie bei Versuch A (1. Abschnitt dieses Kapitels). An vorhandenen Möglichkeiten wurden im Laufe des Versuches geändert:

Feldgröße	100 cm^2; 625 cm^2
Raster	FFH; FF
Spannung	50 - 110 kV
Schwärzung	normal; - und + Taste; + Taste und + 2
Streukörper	11 cm; 11 + 5 cm
Jodkonzentration	von 0,0037 jeweils sich verdoppelnd bis 2 g% Jod; in den Hauptversuchen konstant 0,25, 0,50, 1,0, 2,0 g%

Auf diese Weise entstanden unter den verwendeten Variationsmöglichkeiten 60 Aufnahmen mit je 4 Gallenblasen mit 6 Steinen. = 6 x 4 x 60 = 1440 Steine, aus denen die Werte und Kurven gewonnen wurden.

b) Meßtechnik:

Da es sich in diesem Fall um relativ große Flächen handelte, konnten alle Schwärzungen mit dem Punkt-Photometer gemessen werden. Damit die Bestimmung an stets den gleichen Punkten erfolgte, wurde eine Schablone entworfen und an den zu messenden Stellen 3 mm große Löcher ausgestanzt. Grundsätzlich wurde jeder Stein einmal, wenn es die Größe zuließ, auch an zwei Stellen gemessen. Unmittelbar daneben zur Blasenwand hin wurde die Schwärzung des Kontrastmittels bestimmt. Aus beiden Werten wurde der Kontrast des Steines bestimmt. Aus den einzelnen Werten wurden die Schwärzungsverteilungskurven aufgestellt. Außerdem wurde die Umgebungsschwärzung bestimmt.

c) Auswertung und Ergebnisse:

Unter der oben aufgeführten Versuchsanordnung (Kontrastgallenblasen hingen in Luft) waren 10 Bilder nötig, um eine einigermaßen erkennbare Kontrastierung der Gallensteine zu erreichen. In tabellarischer Form seien Versuchsanordnung und Ergebnisse in Reihenfolge der entstandenen Aufnahmen kurz dargestellt (in der ersten Spalte werden nur die Größen aufgeführt, die sich gegenüber der vorangehenden Aufnahme geändert haben).

Tabelle 25:

1	Jodkonz. 0,25 - 2 g% Schwärzung: normal Spannung: 60 kV; FFH Feldgröße: 25 x 25 cm Blasendicke 3 cm	keine Steinkontraste sichtbar Bild hellgrau (0,9)
2	Konz.: 0,06 - 0,5 Schwärzung: + 2	Bild dunkelgrau bei Konz. 0,5 leichteste Steinkontraste
3	Konz.: 0,015 - 0,25	Bild wie 2, jedoch keine Kontraste mehr
4	Konz.: 0,03 - 0,004 g% Schwärzung: + 2 und + Taste	Bild jetzt schwarz (1,9); Luftblasen als Aufhellungen i.Kontrastmittel sichtbar; einzelne kleine Steine nur in den Aufhellungen d.Luftblasen erkennbar; sie haben genau die gleiche Schwärzung wie das Kontrastmittel
5	Blasendicke wird auf 1,5 cm gepreßt	Luftblasen (mit einzelnen Steinen) etwas deutlicher; keine Steinkontraste
6	Flüssigkeitsmenge in Gb. halbiert	Luftblasenkontrast noch deutlicher, keine Steinkontraste
7	Kompression auf 1 cm	wie 6
8	trockene Steine werden vor nasse neben die Gb gehängt	in Gb keine Steine sichtbar; trockene Steine vor der Gb sind als Verdichtungen im km (pos.) deutlich zu erkennen; die nassen daneben genauso
9	trockene und nasse Steine in Luft ohne km	gleich hell, gleich sichtbar
10	Konz.: 0,5 und 1 g% Dicke: 3 cm Schwärzung: + 2 + Taste	deutliche Kontrastierung der Steine als Aufhellung im Kontrastmittel bei dem sehr dunklen Gesamtcharakter (1,9)

Im folgenden soll die Kontrastabhängigkeit von verschiedenen Faktoren geprüft werden (Ergebnisse des Hauptversuches). Ihr Ergebnis wird zum Verständnis der Erscheinungen in oben angeführter Bildreihe beitragen.

Die Schwärzungsverteilungsdiagramme (Abb. 53 - 58) sind das Resultat einer Reihe von Bildern dieses Versuches, die unter Bedingungen des Routinebetriebes aufgenommen wurden (normale mittlere Schwärzung 0,8 - 0,9, Raster (R = 12,5) usw.).

Die Diagramme zeigen, daß etwa 80 % aller vorkommenden Schwärzungen bei einer Konzentration des Kontrastmittels

von 2	g%	zwischen	0,3 - 0,9
von 1	g%	zwischen	0,8 - 1,2
von 0,5	g%	zwischen	1,5 - 2,0

beim Kontrastmittel liegen. Die entsprechenden Werte für Steine lauten:

bei 2	g%	zwischen	0,5 - 1,1
bei 1	g%	um	1,3
bei 0,5	g%	um	1,8

Trägt man die Durchschnittsschwärzungen dieser drei Konzentrationen in ein Koordinatensystem, so kann man aus der Entfernung beider Kurven die Entwicklung des durchschnittlichen Kontrastes bei steigender Jodkonzentration beobachten:

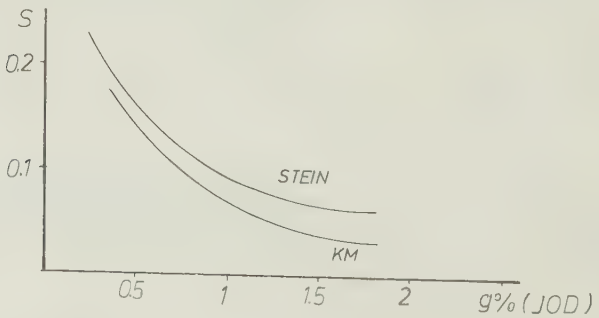


Abb. 26

Es ist zu erkennen, daß mit steigender Kontrastmittelkonzentration die Schwärzung der Steine (bei unveränderter Einstellung der Automatik) langsamer abnimmt als die des Kontrastmittels. Daraus resultiert: Mit steigender Kontrastmittelkonzentration wird der Kontrast größer.
Zum gleichen Ergebnis kommt man, stellt man Kontrastverteilungsdiagramme bei den verschiedenen Konzentrationen auf und vergleicht diese (Abb. 60 - 62). Mit steigender Jodkonzentration verschiebt sich die Masse der vorkommenden Kontraste zu höheren Werten.

Jodkonzentration	0,5	g%	K	zwischen 0,01 und 0,05
	1	g%	K	zwischen 0,05 und 0,15
	2	g%	K	zwischen 0,15 und 0,25

Im folgenden Diagramm werden den Kontrasten eines 10 mm großen Steines die eines halb so großen gegenübergestellt:

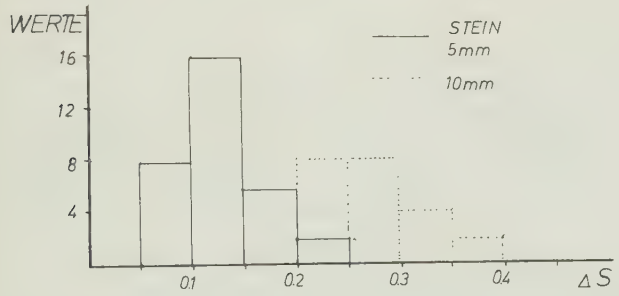


Abb. 27

Die Kontraste des großen Steines sind im Durchschnitt zweimal größer als die des kleinen. Die große Kontrastbreite erklärt sich daraus, daß die Kontraste in allen Röntgenaufnahmen gemessen wurden, diese jedoch unter sehr verschiedenen Bedingungen entstanden sind (siehe II, 2 a).

In Abb. 40 - 46 wird unter sonst einheitlichen Bedingungen die Abhängigkeit der Kontraste von der Spannung und in Abb. 40 - 42 von der Einstellung der Meßautomatik, in Abb. 43 - 44 von der Größe der verschiedenen Steine, in Abb. 45 - 46 von der Größe der Jodkonzentration gezeigt.

Aus allen Kurven geht deutlich hervor, daß die Kontraste K (Dosiskontrast) - wie die übrigen Versuchsbedingungen auch sein mögen - mit steigender Spannung abfallen.

Aus Abb. 42 ist ersichtlich, daß geringere mittlere Schwärzungen kleinere Kontraste ΔS zur Folge haben. Rechnet man dagegen S_1 und S_2 in den Dosiskontrast K um und trägt die gefundenen Werte gegen die Spannung auf, so fallen alle Werte in eine einzige Kurve (Abb. 40, 41). Daraus kann klar erkannt werden, daß eine Änderung der Dosis über die Belichtungsautomatik (bei gleichem Objekt) zwar je nach Lage im Bereich der Gradationskurve eine andere mittlere Schwärzung und andere Kontraste ΔS hervorrufen kann (im geraden Teil der Kennlinie ändert sich auch dann ΔS nicht), aber keine Änderung von K. D.h. will man aus irgendeinem Grund höheres ΔS erzielen, so ist das durch reine Dosiserhöhung solange möglich, bis man eine mittlere Schwärzung hat, die sich zu Beginn des geraden Teiles der Schwärzungskennlinie befindet. Darüber hinaus kann ΔS nur noch durch eine Erhöhung des Dosiskontrastes K erreicht werden.
Die Tatsache, daß in Abb.41 alle drei Kurven zusammenfallen, ist als Kriterium für die Meßgenauigkeit anzusehen.
Abb. 43 und 44 bestätigen einen Zusammenhang zwischen Dosiskontrast K und Steingröße, wie er sich schon in Abb. 59 und 60 für ΔS, und für K schon im Versuch A gezeigt hatte.
Die Abb. 60 - 62 hatten schon den Zusammenhang zwischen Dosiskontrast K und der Konzentration gezeigt. Dies wird noch deutlicher in Abb. 45 und 46. Trägt man K gegenüber der Konzentration auf, so erkennt man, daß beide - soweit experimentell nach-

gewiesen (bis 4 g%) - sehr einfach über tg α zusammenhängen:

$$K = tg\alpha \cdot Konz.$$

tg α oder die Steigung der Geraden hängt von der Härte der Strahlen ab. Bei höherer Spannung wird α kleiner.

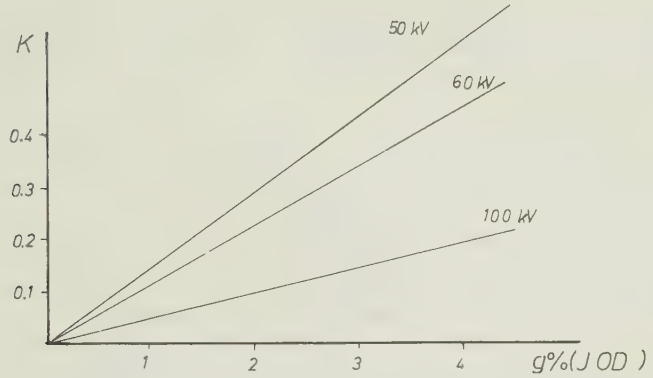


Abb. 28

Die folgenden Darstellungen 47 - 50 zeigen die Abhängigkeit des Kontrastes K von Raster und Streustrahlen. Es ist eine alte Tatsache, daß durch Herabsetzung des Streustrahlenanteils bei Verwendung von Rastern die Kontraste verbessert werden können. Doch soll der Vollständigkeit halber demonstriert werden, wie dies auch für Gallenkonkremente zutrifft.
Die Verbesserung des Kontrastes bei Verwendung des Rasters mit R = 12,5 gegenüber dem mit R = 7 ist deutlich, jedoch nicht einheitlich. Sie nimmt deutlich mit steigender Spannung bei kleinen Steinen (Abb. 47, 48) und mit sinkender Konzentration ab. D.h. daß eine Verbesserung der Kontraste durch Verringerung des Streustrahlenanteils umso effektvoller wird, je besser der Kontrast auf Grund der übrigen Faktoren schon ist.
Graphisch läßt sich das folgendermaßen darstellen:

K_{FF} sei der Kontrast bei gegebenen Bedingungen und Verwendung eines FF-Rasters (R = 7,5),
dann ist ΔK die Verbesserung des Kontrastes unter den gleichen Bedingungen, jedoch bei Verwendung des FFH-Rasters (R = 12,5).

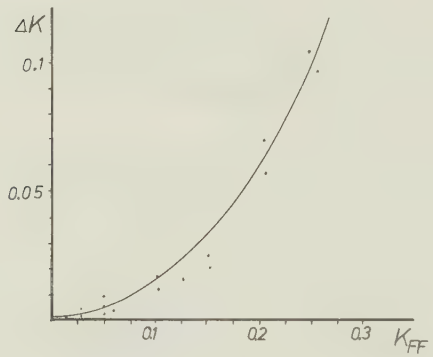


Abb. 29: Kontrastverbesserung mit FFH-Raster (R = 12,5) in Abhängigkeit von den bestehenden Kontrastverhältnissen (mit Raster R = 7), wobei $\Delta K = K_{FFH} - K_{FF}$.

Die gesamte Serie, die den Abb. 40, 43, 45, 47, 49, 51 zugrunde liegt, wurde - bei sonst unveränderten Bedingungen - mit einem zusätzlichen Streukörper in Form einer Küvette (5 cm) mit Wasser aufgenommen. Die daraus resultierenden Abb. 41, 44, 46, 48, 50, 52 bestätigen das bereits bei Rasterverwendung festgestellte Ergebnis: Die Verringerung der Kontraste durch 5 cm H_2O hängt von den Kontrasten ab, die ohne den zusätzlichen Streukörper bestanden. Je höher die Kontraste, umso mehr macht sich eine prozentuale Abnahme bemerkbar. Diese ist jedoch bei 5 cm H_2O und Kontrasten kleiner als 0,05, auf den Diagrammen kaum bemerkbar und spielt erst bei Kontrasten über 0,1 eine Rolle. Die Abb. 51, 52 dieser Serie zeigen, daß der Kontrast auch von der Feldgröße (= belichtete Filmfläche) abhängt. Der Verbesserungseffekt ist - bei gleichen sonstigen Bedingungen - umso höher, je kleiner die Feldgröße ist.

3. Versuch C: Cholecystogramme

a) Material und Herstellung:

Wie schon erwähnt, wurden die in diesem Teil ausgewerteten Aufnahmen dem Routinebetrieb der Klinik entnommen. Dabei handelte es sich hauptsächlich um Cholecystogramme mit Cholelithiasis und einigen anderen pathologischen Veränderungen. Im einzelnen wurden die Röntgenbilder von 31 Patienten verwendet, davon

26 mit Cholelithiasis
davon 15 mit Solitärstein
8 mit multiplen Steinen
2 mit multiplen schwebenden Steinen
1 mit Sediment

2 mit Choledochussteinen
1 mit Ascariden
2 mit Polypen

Von jedem Patienten lagen in der Regel 5 - 9 Aufnahmen (1 Übersichtsaufnahme, Rest Zielaufnahmen, evtl. Tomogramm) vor.
Die Zahl der ausgewerteten Bilder betrug 127.
Es handelt sich dabei um i.v. und perorale Cholecystogramme.
Bei intravenösen Cholecystogrammen wird dem nüchternen Patienten 20 ml Biligrafin forte innerhalb von 4 Min. injiziert.
Nach 30 bzw. 90 - 120 Min. erfolgen eine Übersichts- bzw. Zielaufnahme.
Bei peroraler Cholecystographie erfolgt ca. 12 h nach Einnahme von 3 g Bilioptin die erste Röntgenaufnahme. Nach einer Reizmahlzeit (3 Eigelb) werden im Abstand von 15 Min. zwei weitere Zielaufnahmen gemacht.
"Sämtliche Röntgenaufnahmen vor Reiz wurden auf dem Raster-Tisch unter gleichbleibenden Bedingungen aufgenommen. Die Patienten befanden sich in Bauchlage, wobei die rechte Körperseite um etwa 30° angehoben war. Die Röhrenspannung betrug stets 68 kV; der Röhrenstrom war je nach Dicke des Untersuchten 200 - 300 mA, so daß sich Belichtungszeiten unter 0,5 Sec. ergaben. Das Meß-

feld der Belichtungsautomatik lag 1 - 2 cm rechts von der Wirbelsäule auf Höhe L 1 und L 2. Die Automatik schaltete bei einer Dosis ab, die ohne Streukörper unter den gegebenen photographischen Verhältnissen eine mittlere Schwärzung von S = 0,8 mit Streukörper S = 0,7 erzeugte. Die Feldgröße betrug 27 x 21 cm. Die Focusgröße betrug 2 mm, der Focus-Film-Abstand 140 cm, der Objekt-Filmabstand (vordere Bauchwand-Film) 7 cm. Bei diesen Abmessungen ist am Gallenblasenschatten mit einer Vergrößerung von 1,1 x und einer geometrischen Unschärfe von 0,25 mm zu rechnen. Weiterhin wurden verwendet: FFH-Raster (R = 12,5), Siemens-Saphir-Folie, Kodak-Regulix-Film. Die Entwicklung erfolgte automatisch mit dem X-omat (Kodak-Entwicklungsmaschine M 4).
Nach Reiz wurden die Zielaufnahmen mit einer Feldgröße von 11 x 8 cm angefertigt. Röhrenspannung und Belichtungsautomatik blieben gleich. Das Streustrahlenraster hatte ein Schachtverhältnis von 7. Die veränderten geometrischen Aufnahmebedingungen erzeugten einen Vergrößerungsfaktor von 1,3 - 1,4 und eine Unschärfe von 0,6 - 0,8 mm" (nach SEGERER, 36).
Einige ältere Aufnahmen fielen hinsichtlich ihres Schleiers (S = 0,2 - 0,4) aus dem Rahmen (normal 0,2). Die Tatsache ist auf nicht einheitliche Entwicklung zurückzuführen. In diesen Fällen wurden die Schwärzungen auf einen Schleier von 0,2 umgerechnet. Die Aufnahmen von Cholelithiasis mit multiplen Steinen, sogenannten Steingallenblasen, waren auffallend häufig unterbelichtet.

b) Meßtechnik:

Die Messung der Schwärzungen auf den natürlichen Cholecystogrammen stellt ein Problem dar insofern, als es wegen der Vielfalt der Konkremente keine Möglichkeit gibt, sie einheitlich auszumessen. Zunächst ist als wichtigste Unterscheidung die zwischen Solitär- und multiplen Steinen nötig.
Solitärsteine wurden so ausgemessen, daß an ihrer Peripherie, ca. 2 - 5 mm vom Rand entfernt (je nach Größe der Steine), 5 - 10 gleichmäßig verteilte Meßpunkte gewählt wurden. Jedem

dieser Meßpunkte genau gegenüber im Kontrastmittel oder sonstiger Umgebung wurden ebenso viele Meßpunkte bestimmt. Eine Messung großer Steine in der Mitte hielten wir nicht für nötig:

1) weil - wie Mikrodensitometerkurven zeigen - die maximale bzw. minimale Schwärzung bald nach dem Rand erreicht wird bei homogenen Steinen,

2) weil bei inhomogenen Steinen das Auge den Kontrast aus zwei unmittelbar nebeneinander liegenden Details: also hier aus direkter Umgebung und Konkrementschale erfährt (Simultankontrast).

Aus S_1 und S_2 dieser gegenüberliegenden Meßpunkte wurde ΔS durch Subtraktion ermittelt. Der Mittelwert aller Kontraste ergab den Kontrast des Steines (doch wurden in Schwärzungsverteilungs- und Kontrastverteilungsdiagrammen alle Werte - von jedem Stein etwa die gleiche Anzahl - berücksichtigt, da beim Gebrauch der Mittelwerte die Maxima und Minima verloren gegangen wären).
S_1 und S_2 wurden außerdem über die Gradationskurve in relative Dosisintensitäten umgerechnet und über die Formel

$$\frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} = K$$

als Dosiskontrast ausgedrückt.
Ähnlich wurde der Kontrast zwischen Kontrastmittel und Umgebung der Blase ermittelt.

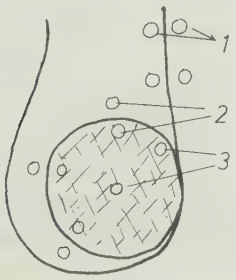


Abb. 30: Schema zur Verteilung der Meßpunkte bei großen Steinen zur Bestimmung der Kontraste:
1 Umgebung: Kontrastmittel
2 Stein: Kontrastmittel
3 Schale: Kern (bei inhomogenen Steinen

Die Schwärzungsverhältnisse bei den multiplen Steinen lassen sich nicht mehr mit dem 3 mm Punkt-Photometer ausmessen. Ihre Detailgrößen, zarten Kalkränder und schmalen Kontrastmittelstraßen sind im allgemeinen für dieses Gerät zu klein.
Hier wurde deshalb nach einem Modus gesucht, sie mit dem kontinuierlich schreibenden Mikrodensitometer auszumessen: Die Gallenblase wurde links und rechts durch je einen Bleistiftstrich markiert (Grenzlinien). Diese Striche dienten gleichzeitig als Orientierungspunkte für das Wiederauffinden kleiner Details, da das Photometer sie als deutliche Schwärzungszacke schrieb. Der Abstand beider Linien betrug 5 cm, so daß bei einem Papiervorschub von 1 : 5 diese Strecke gerade auf einem Kurvenblatt aufzutragen war. Zwischen diesen Begrenzungen liefen 5 - 10 Meßlinien durch interessante Details derart, daß sie diese senkrecht und in der Mitte trafen (so daß auf den Kurven stets der Schnitt durch die maximale Ausdehnung eines Konkrementes zu finden war. Überschneidungen wurden nach Möglichkeit vermieden).

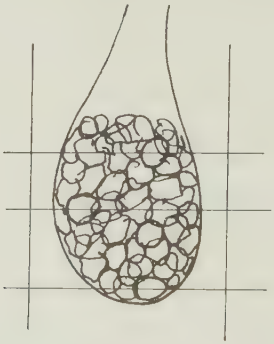


Abb. 31

Messungen der Intensitäten des Kontrastmittels waren den Verhältnissen entsprechend seltener möglich; nur dann, wenn ein

Schatten als zum Kontrastmittel gehörend erkannt werden konnte. Dies ist meist dann unmöglich, wenn Konkremente Kalkschalen enthalten. Diese lassen sich dann selten durch ihre Form vom Kontrastmittel unterscheiden.
Bei Misch- oder Kombinationssteinen wurden abweichend von obigem Schema evtl. vorhandene Kalkschalen, Kalkeinlagerungen oder Kalkkerne ebenfalls densitometrisch erfaßt. Daraus wurden Kontraste zwischen nicht oder weniger kalkhaltigen Anteilen (Cholesterin, Pigment) und den kalkhaltigen Anteilen berechnet.

c) Auswertung und Ergebnisse:

Die Schwärzungsbestimmung mit dem Joyc-Loebl-Gerät macht eine Auswertung der Kurven notwendig. Diese bietet zwei Probleme:

1) Die meisten kurzen Zacken (Rauschen, Bildunruhe, statistische Schwankungen) lassen sich keinem Detail zuordnen und müssen von Hand "weggemittelt" werden. Das hat eine Ungenauigkeit von $\pm$ 0,01 (S) zur Folge.

2) Die Konkremente haben verschiedensten Aufbau und chemische Zusammensetzung. Aus ihren Röntgenbildern resultierende Kurven sind reich an verschiedenen Typen. Die Art der Ablesung von Schwärzungen und Kontrasten muß bei jedem Kurventyp definiert werden.

Schwärzungen von Umgebung und Kontrastmittel stellen sich dar:

1) als ebenes Niveau (Schwärzung klar) (S_1),

2) als unregelmäßiges oder schiefes Niveau:
in diesem Fall wurde der Mittelwert der aus Detail angrenzenden 3 cm langen Strecke gebildet (= 0,6 cm im Röntgenbild) (S_2).

Bei der Kontrastermittlung müssen die erwähnten Kurventypen berücksichtigt werden.

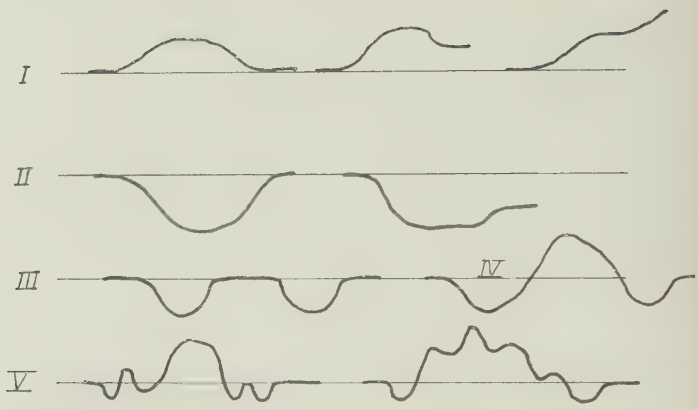


Abb. 32: Typ I: Negativer Schatten homogener Konkremente (z.B. reine Cholesterinsteine in Kontrastmittel; oder alle Plexiglaszylinder in Versuch A)

Typ II: Positiver Schatten homogener Konkremente (z.B. $CaCO_3$ oder kalkreiche Steine)

Typ III: Ringförmiger Schatten (z.B. dichte Kalkschale, Kerndichte wie Umgebung)

Typ IV: Ringförmiger Schatten und zentrale Aufhellung (z.B. Cholesterinkern mit Kalkschale in wenig konzentriertem Kontrastmittel)

Typ V: Abwechselnd Aufhellungen und Schatten (z.B. mehrfach geschichtete Konkremente)

Bei jedem dieser Typen können die Schwankungen sehr unterschiedlich sein. Sie hängen ab von der Kalkkonzentration und der Kontrastmitteldichte (Kalk kann bei den vorkommenden Konzentrationen im Vergleich mit den üblichen Konzentrationen ohne weiteres röntgenologisch dichter oder dünner sein).
Bei kleinen Details mit Kurventyp I oder II wurden die Kontraste stets als maximale Kontraste entnommen. D.h. aus der Differenz der maximalen Schwärzung S_1 minus Mittelwert der Schwärzung S_2 des Niveaus der Umgebung (auch bei großen Konkrementen wurde so verfahren, wenn die Kurve dem Typ I oder II entsprach).

An jedem Konkrement konnten zwei Werte ermittelt werden. Unterschieden sich beide wegen verschiedenem Umgebungsniveau, wurde der Mittelwert gebildet.
Waren die Steine in sich verschieden (II - V), wurden die Kontraste zur Umgebung (a) aus den Schwärzungen der Umgebung und den Schwärzungen der nächstliegenden Maxima bzw. Minima gebildet. Im Inneren des Steines liegende Kontraste wurden aus Schwärzungen der Kurventäler gegenüber Kurvengipfeln gemessen(b).

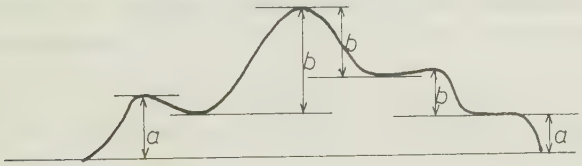


Abb.33

Aus den entnommenen Schwärzungswerten wurden über relative Dosis der Dosiskontrast K und durch Substraktion ΔS ermittelt. Wurde ΔS direkt aus der Kurve entnommen, entfiel die Umrechnung auf K. Aus dem jeweiligen Diagramm ist zu entnehmen, ob ΔS, K oder beide angetragen wurden (Abb. 63 - 62).

Die Messung von Detailgrößen erfolgte am Schaukasten unter direkter Sicht mit untergelegtem Millimeterpapier. Sie waren meist etwas kleiner als die aus Kurven entnommenen Werte. Doch erwies sich eine allgemeine Ablesung aus den Kurven wegen der oft sehr flachen Kontrastgradienten als unmöglich.

d) Ergebnisse:

Es wurden 1) Schwärzungsverteilungsdiagramme,
2) Kontrastverteilungen,
3) Detailgrößen
ermittelt. Dabei wurde eine Unterscheidung zwischen großen Solitärsteinen, kleinen multiplen Steinen vorgenommen.

Abb. 63 - 65 zeigen die Verhältnisse der Umgebung von Gallenblasen. Der Schwärzungsumfang erstreckt sich danach bei

Steinen allgemein von S = 0,2 bis 1,5 (einschl.Schleier)
bei Solitärsteinen 0,5 bis 1,5
bei multiplen Steinen 0,2 bis 1,2 (1,4).

Auffallenderweise findet sich ein deutlicher Unterschied zwischen einzelnen Steinen und mit multiplen Gallensteinen gefüllten Blasen. Der Schwärzungsumfang ist etwa gleich groß; jedoch bei Solitärsteinen nur S = 0,3 gegen höhere Schwärzungen verschoben. Dies stimmt mit der Tatsache überein, daß relativ viele Aufnahmen mit multiplen Steinen leicht unterbelichtet waren.

Abb. 66, 67 demonstrieren die Schwärzungsverhältnisse des Kontrastmittels.
Die Schwärzungen der Konkremente zeigen folgendes Bild (Abb.68, 69):

a. solitäre Steine:

kalkreichere Steine S = 0,4 - 1,4 (1,5) (Abb. 68)
kalkarme Steine S = 0,5 - 1,4 (1,5) (Abb. 68)
der Mittelwert liegt für die ersten bei S = 0,75 - 0,80
für die zweiten bei S = 0,9.

Dieser geringe Durchschnittswert von $\Delta S = 0,1$ rechtfertigt es nicht, bei Solitärsteinen von kalkhaltigen und kalklosen Steinen zu sprechen: Es handelt sich wohl um Steine mit verschieden hoher Kalkkonzentration, wobei offenbar keine reinen $CaCO_3$-Steine vorkamen. Die obersten Werte dieser Kurve dürften vermutlich kalkfreien Konkrementen entsprechen.
Auch die sogenannten Kalkschalen und Kerne haben sehr unterschiedliche Ca-Konzentrationen. Man kann aus dem Kontrast allein nicht auf den Kalkgehalt schließen. Diese Diagnose ergibt sich meist aus der Struktur der Steine (Schichtung u.a.).
Cholesterinstein in wenig konzentrierter Kontrastmittellösung stellt sich im Kontrast genauso dar wie ein kalkhaltiger Stein in röntgenologisch dichtem Kontrastmittel.

b. multiple Steine (Abb. 69):
Die Schwärzungen sind niederer als bei einzelnen Steinen. Nach oben Gesagtem steht das z.T. in Zusammenhang mit der geringeren Belichtung dieser Aufnahmen. Diese Unterbelichtung ließe sich erklären, wenn das Meßfeld des Automaten (11 x 5 cm) nicht hauptsächlich von der Steingallenblase bedeckt würde (kleine Blasen oder ungenaue Einstellung). In diesem Falle würde eine mittlere Schwärzung von S = 0,8 durch die dominierende Umgebung zu einer schwächeren Belichtung der viel stärker Strahlen absorbierenden Steingallenblase führen. Die Dosis würde nur zu einer Schwärzung der Gallenblase von S = 0,9 führen, wenn diese im Meßfeld dominieren würde.
Zu bemerken ist weiterhin ein größerer Unterschied im mittleren Kontrast der Steine zu ihrer Umgebung: Beträgt dieser bei solitären Steinen $\Delta S = 0,1$, so liegt er bei multiplen Steinen bei $\Delta S = 0,2$.
Da der Mittelwert für kalkarme Konkremente etwa gleich geblieben ist, muß die Vergrößerung von ΔS durch eine vermehrte Beteiligung von Ca-Salzen an der Bildung multipler Steine hervorgerufen worden sein, zumal erwähnte geringere Belichtung zu geringeren Kontrasten führt.

In Abb. 70 - 72 seien die Verhältnisse einiger anderer pathologischer Veränderungen aufgezeigt (wegen den wenigen Werten statistisch nicht erhärtet). Wie sie sich auf den Abbildungen darstellen, liegen die Schwärzungen innerhalb der bei Steinen üblichen Werte. Werte über S = 1,0 wurden nicht festgestellt.
Die nun folgenden Darstellungen sollen einen Überblick über die Kontrastverhältnisse geben:

a) Umgebung: Kontrastmittel (Abb. 76, 77)
b) Konkremente: Kontrastmittel (Abb. 73, 74, 75, 79, 80, 81, 82)
c) Kern: Schale (Abb. 78)

Wie bei den Ergebnissen der Modellversuche werden die Kontraste K und ΔS in die Darstellungen eingetragen. Es soll später untersucht werden, welcher Zusammenhang zwischen ΔS und K und den Kurven besteht. Vorerst sei nur zu bemerken, daß sich die

Kurven z.T. decken, z.T. nach rechts oder links abweichen. Der Kontrast Umgebung: Kontrastmittel wurde als positiv bezeichnet, wenn die Schwärzung der Umgebung größer war als die des Km. Dies ist bei multiplen Steinen immer der Fall gewesen. Die kleinsten Kontraste ΔS erreichen immer 0,05, bei K sogar 0,1. ΔS ist gegenüber K deutlich nach links verschoben. Die Gefahr, daß diese Kontraste so klein werden, daß sie verschwinden, besteht nicht bei multiplen Steinen. Dagegen muß dies beim Betrachten der Verhältnisse bei Solitärsteinen in Erwägung gezogen werden. Hier rücken die kleinsten Kontraste ΔS und K deutlich bis gegen 0 vor und in 1 % der Fälle waren die 3 mm-Meßpunkte des Kontrastmittels sogar dunkler als die der direkten Umgebung (ist nicht auf die ganze Blase zu übertragen). Durchschnittlich liegt bei multiplen Gallensteinen der Kontrast Km/Umgebung bei $\Delta S = 0,1 - 0,15$, bei solitären Steinen bei $\Delta S = 0,08 - 0,1$. Die Verteilung von ΔS und K ist annähernd deckungsgleich.

Abb. 79 - 82 zeigen den Kontrast der Konkremente im Kontrastmittel, wobei unterschieden wird zwischen kalkarmen (und kalklosen) und kalkreichen Solitärsteinen und multiplen Steinen. Als positiv wurde der Kontrast bezeichnet, wenn $S_{Konkr.} > S_{Km}$ war. Positiv ist er demnach erwartungsgemäß bei Cholesterinsteinen und kalkarmen Steinen im Kontrastmittel, negativ bei Steinen mit einer Kalkkonzentration, die röntgenologisch dichter ist als die des Kontrastmittels. Auffallend viele Konkremente zeigen keinen Kontrast, d.h. sie sind röntgenologisch genauso dicht wie das sie umgebende Kontrastmittel. Diese Fälle wurden z.T. daran erkannt, daß an Aufnahmen des gleichen Patienten die Konkremente einmal zu sehen waren, dann wieder nicht. Zum Teil muß man vom Verlauf der Kurve auf die Anzahl der O-Werte schliessen.
Der Prozentsatz liegt bei kalkärmeren Konkrementen und Cholesterinsteinen bei 18 %, bei kalkreicheren Steinen bei 18 - 20 % für ΔS und K. Bei multiplen Steinen dürfte er auf Grund des Kurvenverlaufes genauso hoch sein.

Zum Vergleich wurden in Abb. 73 - 75 die Kontraste einiger anderer pathologischer Veränderungen demonstriert. Ihre Ergebnisse sind im Prinzip gleich denen kalkarmer Konkremente. Wie diese sind sie oft sehr dicht am Schwellenkontrast.
Die Kontraste, die in geschichteten Steinen zwischen kalkreichen und kalkärmeren Schichten auftreten, oder zwischen sogenannter Kalkschale und Cholesterinkern, werden in Abb. 78 dargestellt:
Sie bewegen sich damit zwischen - 0,05 und + 0,5. Die 0- und Minus-Werte brauchen nicht berücksichtigt werden. Es sind Fehlmessungen, wenn die Detailgröße kleiner als 3 mm im Durchmesser war. Dabei wurde die helle Umgebung mitgemessen, was zu dieser Umkehr führen konnte (per definitionem wurden dunkle Stellen gegenüber hellen als kalkarm bezeichnet). Dabei zeigt sich, daß die Masse der Kontraste nahe der Erkennbarkeitsschwelle etwa $\Delta S = 0{,}01 - 0{,}03$ liegt. Je größer die Kontraste werden, desto seltener treten sie auf.

Die in allen drei Versuchen gefundenen Ergebnisse sind größtenteils verständlich und bestätigen bereits bekannt Tatsachen.

IV. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE

1. Forderung nach maximalem Kontrast

Betrachtet man die Auswertungsergebnisse von den natürlichen Cholecystogrammen (C), so stellt man fest, daß sich ca.

55 % der solitären kalkarmen Steine (Abb. 16 a),
80 % der solitären Ca-reichen Steine (Abb. 16 b) und
40 % der multiplen Steine durch Schwärzungsunterschiede

von $\Delta S = 0$ bis 0,05 von ihrer Kontrastmittelumgebung abheben. Dieser Bereich entspricht etwa den kleinsten wahrnehmbaren Kontrasten und geht nur wenig über die Erkennbarkeitsschwelle hinaus (13, 15, 39, 40). Auch wenn man auf diese Weise bei 95 % der Patienten die Gallensteine identifizieren kann, so ist dieser hohe Prozentsatz an schlecht erkennbaren und den darin enthaltenen 15 - 20 % nicht erkennbaren Kontrasten (Abb. 79, 81) einfach unbefriedigend. Es bekräftigt die Notwendigkeit, die Erkennbarkeit und - damit eng verbunden - den Kontrast als wichtigstes Kriterium bei der Cholecystographie zu bezeichnen, demgegenüber alle anderen Forderungen an die Bildgüte untergeordnet sind. Dies steht nicht im Gegensatz zu alten Anschauungen (15) und kommt modernen Definitionen (TUDDENHAM u.a., 48) entgegen. Um Gallenkonkremente besser erkennen zu können, ist deshalb maximale Kontrastierung oberstes Gebot. Diese hat - wie aus dem Detailgrößendiagramm (Abb. 83) ersichtlich ist - ohne Rücksicht auf die Detailgröße zu erfolgen, da niedrigste Kontraste bei allen Konkrementgrößen auftreten können.
Der Kontrast manifestiert sich dem Auge grundsätzlich als ΔS. Der Dosiskontrast K wird nicht wahrgenommen, da es sich um den Strahlenkontrast des bilderzeugenden Systems handelt. Die Umwandlung in Helligkeitskontrast kann auf verschiedene Weise erfolgen (Film, Durchleuchtungsschirm, Fernsehsystem). Eine Kontrastverbesserung ist gleichbedeutend mit einer Vergrößerung von ΔS. Um ΔS zu vergrößern, bieten sich prinzipiell zwei Möglichkeiten:

indirekt über eine Vergrößerung von K,
direkt, ohne Vergrößerung von K.

2. Indirekte Kontrastvergrößerung über Vergrößerung des Dosiskontrastes K

Hierzu bieten sich, wie die Versuche ergeben haben, mehrere Möglichkeiten:

1) Vergrößerung der Kontrastmittelkonzentration
2) Verringerung des Streustrahlenanteiles, der Feldgröße bzw. Verwendung wirksamer Streustrahlenraster
3) Niedrigere Strahlenqualitäten

Am einfachsten zu besprechen ist Punkt 2). Die Verringerung des Streustrahlenanteils ist eine bekannte Tatsache und von zahlreichen Autoren untersucht worden. Die Ergebnisse bestätigen diese Untersuchungen, vor allem stimmen sie mit den von HENNECKE und STIEVE gemachten Erfahrungen (vgl. S. 21, Lit. 45, 27) überein.

Die Verkleinerung der Feldgröße führt zu geringen Kontrastverbesserungen, da bei Gallenblasenaufnahmen von vornherein verhältnismäßig kleine Feldgrößen (max. 24 x 30 cm) am Film verwendet werden.
Als wirksamer jedoch hat sich die Verwendung höher wirksamer Streustrahlraster erwiesen (Abb. 47 - 52). Auch diese Ergebnisse stimmen mit denen von HENNECKE u.a. überein.
Von großer Wichtigkeit ist der Einfluß der Kontrastmittelkonzentration. Diese bestimmt zusammen mit der Dicke der Kontrastmittelschicht deren Kontrastdichte. Während bekannt ist, daß sich mit zunehmender Schichtdicke die Kontraste verringern (37, 38, 46 u.a.)(vgl. Kap. II 2 ad 5 und 6), findet sich auch die Auffassung, daß die Ursache in zu hoher Dichte (= Konzentration) zu suchen sei.
Aus den Versuchen und Messungen am Objekt geht deutlich hervor: Während mit zunehmender Konzentration das K_m die Kontraste bedeutend ansteigen, nehmen sie mit zunehmender Km-Schichtdicke ab. Ersteres zeigt deutlich Abb. 45, 46 und 49, 50. Beides kann man sich durch eine einfache Berechnung klar machen.
Man stelle sich folgendes vereinfachte Modell des Körpers und der Gallenblase vor:

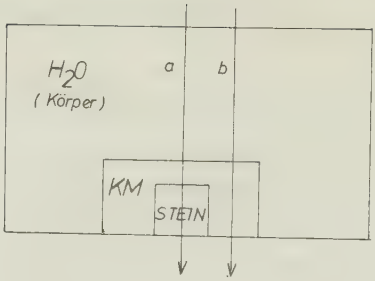


Abb. 35

Die Schichtdicken seien für		die relativen Absorptionskoeff.
den Körper	25 cm	für H_2O = 1
den Stein	1 cm	für Stein = 1
die Gallenblase variierend	1 - 5 cm	für das Km = 5, 7, 10 (variierend)

Röntgenstrahlen, die durch das Modell fallen, werden geschwächt: Der Strahl a durch den Stein anders als Strahl b ohne den Stein. Die beiden relativen Schwächungen lassen sich einfach addieren:

$$A = (k \cdot d)_{H_2O} + (k \cdot d)_{Km} + (k \cdot d)_{Stein}$$

wobei k der relative Absorptionskoeffizient und d die Schichtdicke sind. Für Gallenblasen mit wechselnder Dicke errechnen sich z.B. folgende relativen Schwächungen A:

Gallenblasendicke	5 cm		4 cm		3 cm		2 cm	
Strahl (a ohne, b mit Stein)	a	b	a	b	a	b	a	b
H_2O-Körper	20	20	21	21	22	22		
Km	50	40	40	30	30	20		
Stein	0	1	0	1	0	1		
	70	61	61	52	52	43	43	34

Daraus berechnet sich nach $\frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$ der Schwächungskontrast K', der direkt proportional ist dem Dosiskontrast K. Führt man die Rechnungen für eine Anzahl von Gallenblasen durch (unter Variation von Dichte des Km und Schichtdicke), kommt man zu folgendem Ergebnis:

Km Konzentr. Dicke	5 cm	4 cm	3 cm	2 cm	1 cm
I (k = 10)	0,07	0,08	0,09	0,11	0,15
II (k = 7)	0,06	0,06	0,07	0,09	0,11
III (k = 5)	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08

Oder graphisch dargestellt:

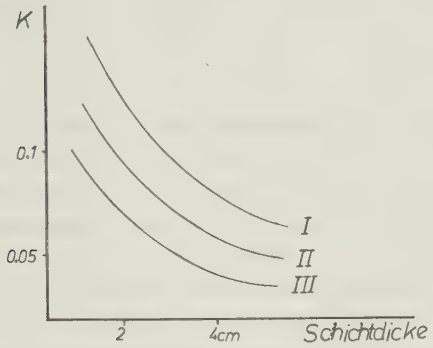


Abb. 36: Zusammenhang von Kontrastmittel (Km)-Dicke, Km-Konzentration und Kontrast ohne Berücksichtigung der Beeinflussung durch Streustrahlen

Darum läßt sich klar erkennen:
Zunehmende Kontraste bei Konzentrationserhöhung und Schichtdickenverminderung!
Die Aufhellung im Kontrastmittel kommt dadurch zustande, daß die Menge des den Schatten hervorrufenden Kontrastmittels an der betreffenden Stelle um das Volumen des Steines vermindert ist. Der Dosiskontrast K ist deshalb umso größer, je größer das Volumen des Steines (Abb. 43, 44) und je größer der Unter-

schied der relativen Absorptionskoeffizienten für Stein und Umgebung (= Km) ist. Es kommt demnach nicht auf das absolute Schwächungsvermögen der Km-Schicht allein an, sondern auf das Verhältnis von Steinvolumen (Steindicke) und Schichtdicke und auf das Verhältnis der Absorptionskoeffizienten.
Vergleicht man diese Überlegungen und die Ergebnisse der Phantomuntersuchungen (B) mit denen der natürlichen Gallenblasen, so findet man bei den natürlichen Cholecystographien Schwärzungen, die einer Kontrastmittelkonzentration von durchschnittlich 0,5 - 1 g% Jod entsprechen.
(Dabei ist in Betracht gezogen, daß die mittlere Umgebungsschwärzung der natürlichen Gallenblasen (0,6 - 0,7) um mindestens 0,5 kleiner sind als die der Phantomaufnahmen, die unter normalen Umständen eine mittlere Schwärzung des Meßfeldes von S = 1,06 (mit Schleier) und der Umgebung von S = 1,2 aufweisen).

In Abb. 60 und 61 läßt sich das enorme Ausmaß der Kontraststeigerung bei Erhöhung der Kontrastmittelkonzentration von 0,5 auf 1 und auf 2 g% ablesen. Um diese Kontrasterhöhung in der Praxis möglich zu machen, müßte die Konzentration des Jod rund verdoppelt bis vervierfacht werden. Die Frage, inwieweit das physiologisch möglich und klinisch verträglich ist, bedarf eigener Untersuchungen.
Zusammenfassend sei festgestellt: Für eine bessere Kontrastierung von Gallenkonkrementen muß die Jodkonzentration im Kontrastmittel so hoch wie möglich (mindestens 1,0 g%, besser 1,5 - 2,0 g%) sein und die Gallenblasendicke so gering wie möglich.
Neben der Unterbelichtung kann auch eine geringe Konzentration für sich allein Schuld daran sein, daß Kontraste nicht den zum Erkennen nötigen Schwellenwert erreichen. Zur Demonstration dieser Tatsache seien die Vorversuche Tab. 25 herangezogen.
Bild 2 zeigt, daß eine Erhöhung der Schwärzung auf annähernd die Werte von Bild 10 nicht den Kontrastverlust kompensieren kann, der durch Verminderung der Jodkonzentration auf 25 % des ursprünglichen Wertes entstanden ist. Die ganz schwachen Kontraste verschwinden bei weiterer Jodverdünnung (Tab. 25, 3 und 4).

Auch eine Erhöhung der Dosis, die zu mittleren Schwärzungen der Umgebung von 1,9 führte, ist völlig sinnlos (vgl. Teil a, b dieses Kap.). Eine Komprimierung der Gallenblase trägt zur Kontrastverbesserung bei, was an den deutlichen Luftblasen (rel. Abs.koeff. = 0) zu sehen ist. Doch hat sich inzwischen K_{Km} soweit K_{Steine} genähert, daß der Dosiskontrast K = 0 ist und sich deshalb auf keine Weise ΔS zeigen kann. Auch die Erfolglosigkeit einer Schichtverringerung (Tab. 25, 6) auf 1 cm ist so zu erklären. Erst die Herstellung der anfänglichen Konzentrationen, jetzt bei hoher mittlerer Schwärzung, hat den gewünschten Erfolg.

Nicht zu vergessen sei zuletzt der Einfluß der Strahlenhärte. Es wurde mit Spannungen von 50 - 110 kV gearbeitet. Dabei zeigt sich durch alle Versuche ein eindeutiger Kontrastanstieg bei sinkender Spannung. Die absolut besten Kontraste wurden bei 50 kV erreicht. Diese liegen im Durchschnitt um 30 % höher als bei 60 kV und um 70 % höher als bei 70 kV, mit denen die natürlichen Cholecystogramme normalerweise aufgenommen werden. Die würde es rechtfertigen, die Aufnahmen mit möglichst niederen Spannungen (50 kV) zu machen.

Die Kontrastverbesserung ist aus den Abb. 40 - 52 deutlich zu erkennen; ihr Wert stimmt dazu mit den von ZAKOVSKY und JURIS (51) angestellten Berechnungen überein.

Die Feststellungen, die z.B. STIEVE (45) und HENNECKE (27) für Lungenaufnahmen gemacht haben (vgl. Kap. I, 2 b, c) oder andere Autoren für Gebiete, auf denen Hartstrahltechnik Vorteile bringt, lassen sich nicht auf Cholecystographien übertragen. Hierbei kommt es nicht auf feine überlagerte Details an, die evtl. hinter Gallenkonkrementen sichtbar gemacht werden müssen, sondern auf den Grobkontrast von Steinen (vgl. Detailgrößendiagramm), die überhaupt diagnostiziert sein wollen. Deshalb sind die Vorteile der Hartstrahltechnik: Verminderter Kontrastumfang, Grobkontraständerung durch Abtragung von Schwärzungsmaxima, Verbesserung des Detailkontrastes und leichtere Erkennbarkeit kleiner überlagerter Details bei Lungenaufnahmen (45, 44, 27 u.a.) - für die Konkrementdarstellung absolut kon-

traindiziert. Bei Cholelithiasis muß der Grobkontrast (um solche handelte es sich auf Grund der Detailgröße fast ausschließlich) so groß wie möglich sein; dazu ist hoher Kontrastumfang nötig (in den von SCHOBER gesetzten Grenzen; vgl. S. 39). Detailkontrast und kleine Details sind uninteressant, da sie kaum vorkommen und zudem selten von Rippen, d.h. Ca-haltigem Material, überlagert sind.
Daß steigende Spannung zu Schwärzungsausgleich und Kontrastumkehr führen kann, wurde zuerst von BÖSCHE und FRIK (14) erkannt. Sie halten aber ein Auftreten dieses Phänomens am lebenden Objekt mit Ausnahme einer eventuellen Einlagerung von lufthaltigem Gewebe in Knochen nicht für möglich. Das Beispiel der Kontrastumkehr in Versuch A zeigt aber, daß darüber hinaus die Möglichkeit auch bei Cholecystographien besteht.
In unserem Fall (Abb. 22) waren die kontrastierenden Objekte:

Material	Dicke	Dichte (rel.Abs.koeff.)
1. Plexiglas	9,5 cm	1
2. Jodlösung	9,5 cm	0,3 % Jod

Diese Verhältnisse - auf eine 3 cm dicke Gallenblase übertragen - würden lauten:

Stein	3 cm	k = 3
Kontrastmittel	3 cm	0,9 % Jod

Wie aus den Schwärzungsverteilungsdiagrammen ersichtlich ist, kommen Absorptionskoeffizienten von Steinen und Jodkonzentrationen oben angegebener Größe häufig vor. Damit ist eine Kontrastumkehr über die von BÖSCHE und FRIK erwähnte Möglichkeit im Organismus denkbar.

3. Direkte Vergrößerung des Schwärzungskontrastes

Eine direkte Einflußnahme auf ΔS ohne Veränderung von K ist durch Verschiebung von S_1' und S_2' auf der Gradationskurve durch größere Dosis möglich (vgl. Abb. 4) oder durch eine Steilerstellung der Gradationskurve selber.

Höhere Dosis (Verschiebung von S_1' und S_2') führt jedoch nur zu höheren Kontrasten, solange sich S_1 und S_2 nicht im geraden Teil der Kernlinie bewegen. Dies war der Fall bei Abb. 42. Wie Abb. 40 deutlich zeigt, kommt es dabei nicht zu einer Änderung des Dosiskontrastes K. Befinden sich S_1' und S_2' schon im geraden Teil der Kurve, erfolgt durch Dosiserhöhung keine weitere Erhöhung von ΔS.

Daraus wird ersichtlich, daß ein Zusammenhang zwischen ΔS und K bestehen muß. Er ist jedoch durch die mittlere Schwärzung reguliert. Graphisch läßt sich diese Abhängigkeit darstellen, indem man die Differenz $D = K - \Delta S$ (= Unterschied) gegen eine mittlere Schwärzung aufträgt. Dabei stellt sich heraus, daß D auch von der Kontrastgröße abhängig ist.

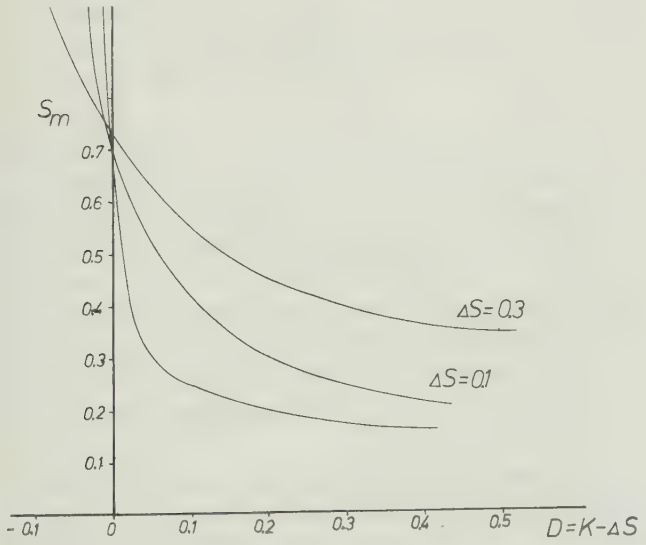


Abb. 37 zeigt die Abhängigkeit des Unterschiedes $D = K - \Delta S$ von der mittleren Schwärzung der Meßfläche der Meßautomatik bei drei verschiedenen Schwärzungsunterschieden ΔS.

Daraus folgt:

1) Der Unterschied K - ΔS ist umso größer, je geringer die mittlere Schwärzung eines Röntgenbildes ist (und zwar wird ΔS gegenüber K kleiner).

2) Bei gleichem Unterschied D ist der Kontrast ΔS umso größer, je höher die mittlere Schwärzung ist.

3) Bei S = 0,7 findet sich kein Unterschied zwischen ΔS und K. An dieser Stelle ist die Übertragung linear.

4) Bei höheren Schwärzungen ($> 1,0$) besteht ein konstanter Unterschied, solange sich S_1' und S_2' im geraden Teil der Gradationskurve bewegen.

Daraus wird deutlich, was die Verteilungsdiagramme von ΔS und K (Abb. 59 - 62 und 73 - 82) aussagen können: Eine Verschiebung von ΔS nach links ($\Delta S < K$) zeigt an, daß ΔS gegenüber K geschwächt ist. Für normale Gradationskurven ($\gamma = 45^\circ$) bedeutet das, daß die mittlere Schwärzung des (oder der) ausgewerteten Röntgenbildes sich unterhalb der Stelle der Gradationskurve, an der $\alpha = 45^\circ$ ist, befindet, d.h. im unteren Durchhang.
Ist K und ΔS gleich verteilt ($\Delta S = K$), so ist die mittlere Schwärzung gerade dort auf der Gradationskurve zu finden, wo $\alpha \neq 45^\circ$ ist (bei unserer Kurve 0,7). Die Übertragung ist in diesem Bereich linear.
Ist ΔS nach rechts verschoben (bezogen auf K), so bedeutet das, daß K verstärkt wird und daß $\alpha > 45^\circ$ sein muß. Beim normalerweise verwendeten Filmmaterial zeigt das eine allgemeine Schwärzung über 0,7 an. D.h.: Die Schwärzungen gelangen schon in den unteren Teil des geraden Abschnittes der Kennlinie. Da die mittlere Schwärzung von Abdomenaufnahmen in der Regel 0,9 (mit Schleier) nicht überschreitet, so dürften sich die Kurven von K und ΔS im Verteilungsdiagramm bestenfalls decken. Ist die Verteilung von ΔS gegenüber K nach links verschoben, so bedeutet das in der Praxis:

1) ΔS wird gegenüber K geschwächt, dadurch daß sich die Schwärzungen im unteren Durchhang befinden,
2) eine Verbesserung der Kontraste durch verstärkte Schwärzung (über höhere Dosis) ist möglich.

Eine Rechtsverschiebung bedeutet eine Verstärkung von ΔS durch eine Neigung der Gradationskurve über 45°, d.h. im allgemeinen durch den geraden Teil der Schwärzungskennlinie.
Daß diese Feststellungen häufig von Wichtigkeit sind, zeigen neben allen anderen Verteilungsdiagrammen vor allem Abb. 9 a und 15 a. Die auffällige Linksverschiebung hat ihre Ursache in der erwähnten Unterbelichtung (Abb. 64 und 80).
Vergleicht man die übrigen Diagramme (Abb. 59 - 62 und 73 - 82) und die Schwärzungsverteilungen unter diesen Gesichtspunkten, findet sich bei den natürlichen Cholecystographien eine leichte Linksverschiebung, bei den Phantomaufnahmen (Versuch B) dagegen meist eine Rechtsverschiebung.
Betrachtet man dazu die Schwärzungsverteilungen, so sind die Umgebungsschwärzungen der natürlichen Gallenblasen zu 70 % im unteren Durchhang (Abb. 65), bei den unterbelichteten Aufnahmen der Steingallenblasen sogar zu fast 100 %. Dagegen liegen die mittleren Schwärzungen der Umgebung bei Phantomaufnahmen (mit Schleier) bei mindestens 1,1 und damit im geraden Teil der Gradationskurve. Während sich für die natürlichen Gallensteine Schwärzungskontraste bis maximal $\Delta S = 0{,}25$ ergeben (Abb. 79 - 82), ergeben sich für die Phantomaufnahmen, die sich nicht im unteren Schwärzungsbereich befinden, wesentlich höhere Kontraste (Abb. 60 - 62).
Alle diese Tatsachen berechtigen die Forderung:
Die Belichtung von Gallenaufnahmen mit Verdacht auf Cholelithiasis muß mindestens so groß sein, daß sich die mittleren Schwärzungen (S_m) von kontrastmittelfreier Umgebung außerhalb des unteren Durchhanges der Gradationskurve bewegen.
Befindet sich S_m im unteren Durchhang, so kann der Kontrastverlust unter Umständen so hoch sein, daß die Details verschwinden. Dies demonstrieren sehr eindrucksvoll die Aufnahmen 1 und 10 des Vorversuches B (Tab. 25):
Bild 1 zeigt keine Kontraste, Bild 10 dagegen gute.

Für manche Autoren, so vor allem für die Versuche von HARNIG und HORSTERS (26), die Kontrastverschlechterungen bei Kontrast-

mittelgebrauch feststellten oder aber Kontrastminderungen jenem "Kontrastmittelschleier" zuschoben (25, 26 u.a.), dürfte die Ursache in einer allgemeinen Unterbelichtung und in einem Verlust der Kontraste im unteren Durchhang liegen.
Nicht untersucht - doch der Vollständigkeit halber erwähnt - seien die Möglichkeit, durch anderes härteres Material oder Verarbeitung die Steilheit der Gradationskurve zu erhöhen und damit höhere Kontraste zu erzielen. Dies ist aber dann auch nicht möglich, wenn sich die Schwärzungen im unteren Durchhang befinden. Die Möglichkeit stellt damit keinen Ersatz für zu schwache Belichtung dar.
Will man ΔS über diese direkten Möglichkeiten hinaus erhöhen, so ist das nur noch über eine Vergrößerung des Dosiskontrastes K möglich. Diese Überlegungen zeigen eindeutig, daß mit Kontrastmittel gefüllte Gallenblasen stärker belichtet werden sollten als Leeraufnahmen, insbesondere wenn es daraus ankommt, Steine erkennen zu wollen.

Faßt man diese Ergebnisse zusammen, so ist für eine optimale Darstellung der Gallenblasen folgendes zu fordern:

1) Maximale Anreicherung von Jodkontrastmittel in der Gallenblase bzw. in den Gallenwegen.
2) Geringe Schichtdicke der Gallenblase, d.h. Aufnahmen unter Kompression und auf jeden Fall im Laufe der Untersuchung Darstellung der Gallenblase in der Kontraktionsphase.
3) Geringer Streustrahlenanteil (gute Ausblendung und Verwendung hochwirksamer Streustrahlenraster).
4) Anwendung nicht zu hoher Strahlenqualitäten (wenn möglich Spannungen um 60 kV).
5) Kräftige Belichtung des Filmes, so daß im Bereich der Gallenblase und deren Umgebung eine mittlere Schwärzung von mindestens 0,9 - 1,0 vorhanden ist.
6) Nicht zu lange Belichtungszeit zur Ausschaltung der Bewegungsunschärfe.

C Z U S A M M E N F A S S U N G

Im ersten Teil der Arbeit werden anhand vorhandener Literatur Schwärzungs- und Kontrastbegriffe definiert. Näher eingegangen wird auf einzelne spezielle Kontrastbegriffe und ihre mathematische Formulierung. Geeignet sind die Definition des Kontrastes als Schwärzungskontrast $\Delta S = S_1 - S_2$ und als Dosiskontrast $K = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$.

Im folgenden werden übersichtsweise die Ergebnisse von Arbeiten dargestellt, die sich mit Schwärzungs- und Kontrastverhältnissen an Organen befassen.
Es folgt eine Übersicht wissenswerter Erkenntnisse über Gallensteine, ihre Systematik und röntgenologischen Eigenschaften.
In zwei Phantomversuchen werden Schwärzungs- und Kontrastverhältnisse an Objekten bekannter Form und Größe festgestellt und mit den Ergebnissen eines dritten Versuches verglichen.
Bei diesem Versuch wurden Röntgenaufnahmen von Gallenblasen aus dem Routinebetrieb der Klinik densitometrisch ausgewertet und Schwärzungs- und Kontrastverteilungsdiagramme aufgestellt.
Auf Grund der Messungen am Phantom, an Gallensteinen in Kontrastmittel und Cholecystogrammen wurde festgestellt, daß der Bildkontrast wichtigstes Kriterium zur Beurteilung von Cholecystographien ist, da die vorkommenden Details im Röntgenbild sich nur geringfügig über dem Schwellenkontrast abbilden.
Es stellt sich heraus, daß Kontraste von Dosis, Spannung, Streustrahlen, Raster, Detailgrößen, Kontrastmittelkonzentration und Kontrastmittelschichtdicke in sehr verschiedenem Maße abhängig sind.
Bei den natürlichen Gallenaufnahmen werden im Durchschnitt überwiegend ungenügende Kontraste ermittelt. Als Ursachen werden Belichtung mit Schwärzungen, die sich zu 60 - 90 % im unteren Durchhang der Gradationskurve befinden, zu geringe Kontrastmittelkonzentration und allgemein zu hohe Spannungen verantwortlich gemacht.

Eine Verbesserung (bzw. optimale Kontraste) werden erreicht:

1) bei einer Dosis, die ausreicht, um die mittlere Schwärzung der Umgebung in den geraden Teil der Gradationskurve zu heben (darüber hinaus ist höhere Dosis sinnlos),

2) bei einer Jodkonzentration im Kontrastmittel von 1,5 - 2 g% gegenüber den bisher üblichen von 0,5 - 1 g%,

3) bei Spannungen 50 kV - 60 kV.

Im einzelnen wird noch auf den Zusammenhang von Schwärzungskontrast ΔS und Dosiskontrast K eingegangen und dieser anhand von Verteilungsdiagrammen erläutert. Die Verschiebung von ΔS gegenüber K läßt sich als Kriterium zur Beurteilung von Röntgenaufnahmen verwenden.
In einem Versuch kann ein Beispiel von Kontrastumkehr durch Spannungserhöhung demonstriert werden. Damit wird bewiesen, daß Kontrastumkehr bei Verwendung harter Strahlen im Bereich des Möglichen liegt.

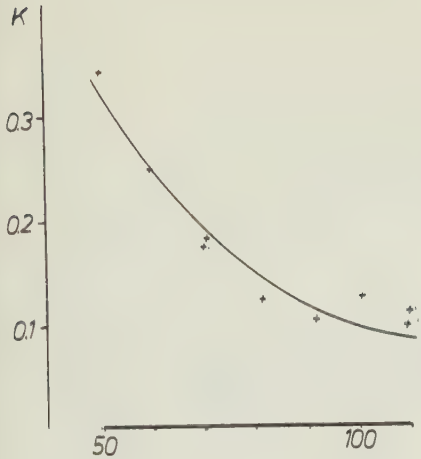


Abb.40

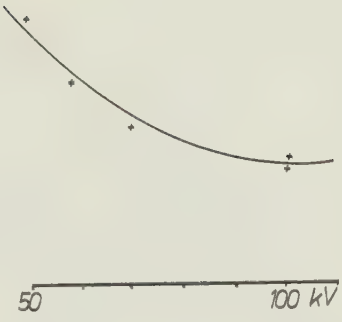


Abb.41

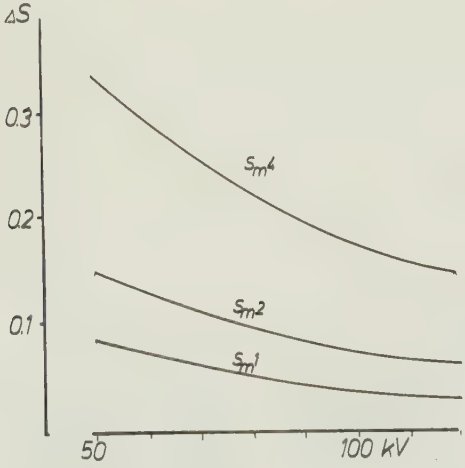


Abb.42

Versuch B:
K (Abb. 40, 41) und Δ S (Abb. 42) in Abhängigkeit von der Spannung bei verschiedenen mittleren Schwärzungen S_m, die sich wie 1:2:4 verhielten. Da K von der mittleren Schwärzung nicht beeinflußt wird, fallen die Kurven in Abb. 40 u. 41 zusammen. Dagegen zeigt sich eine deutliche Steigerung von Δ S bei höherem S_m.

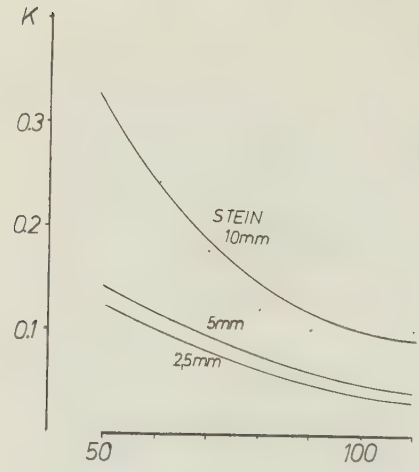


Abb.43

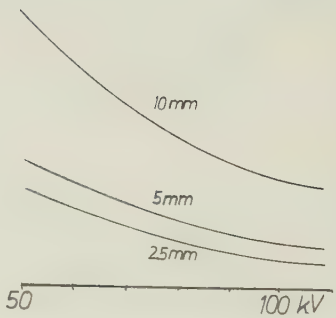


Abb.44

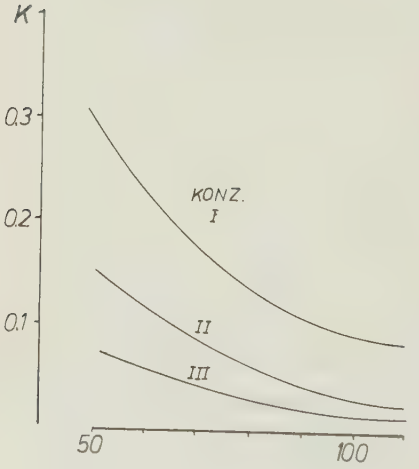


Abb.45

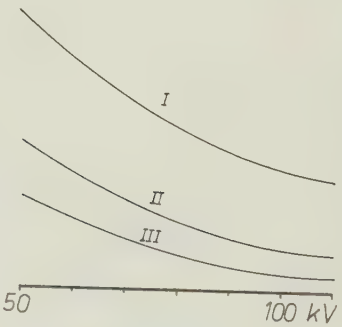


Abb.46

Versuch B:
Darstellung der Abhängigkeit des Dosiskontrastes K von Spannung und Konkrementdurchmesser bei Verwendung eines Streukörpers H_2O von 11 cm (Abb. 43) bzw. 16 cm (Abb. 44) Dicke. Die Abhängigkeit von der Jodkonzentration des Kontrastmittels (I = 2 g%, II = 1 g%, III = 0,5 g%) zeigt Abb. 45 u. 46 (Streukörper 11 cm und 16 cm H_2O).

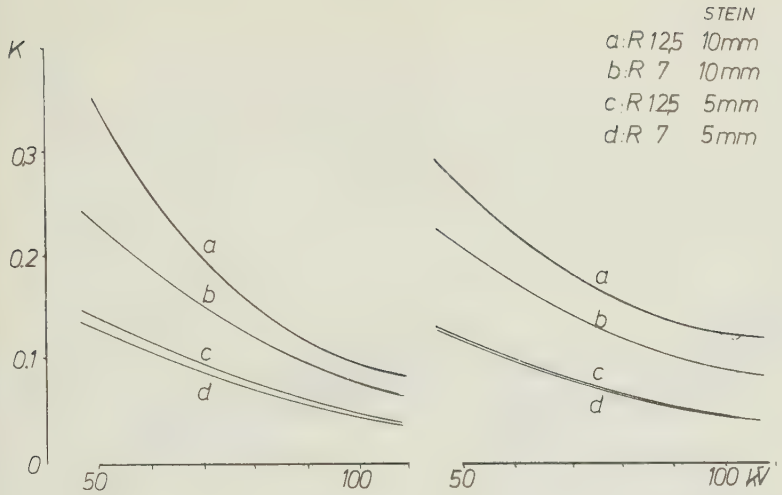


Abb. 47 Abb. 48

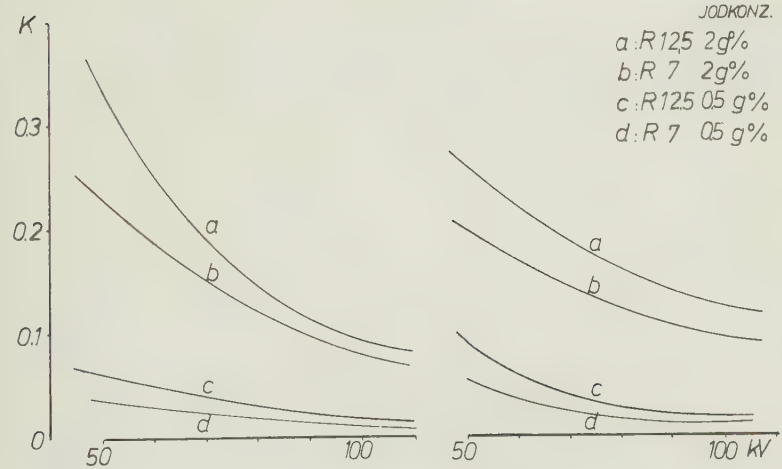


Abb. 49 Abb. 50

Versuch B:
Die Abhängigkeit des Dosiskontrastes K vom Schachtverhältnis R = 12,5 bzw. 7 der verwendeten Raster bei verschiedenen Konkrementen (10 u. 5 mm) und Kontrastmittelkonzentration von 2 bzw. 0,5 g% (Streukörper 11 cm H_2O bei Abb. 47 u. 49 bzw. 16 cm H_2O bei Abb. 48 u. 50).

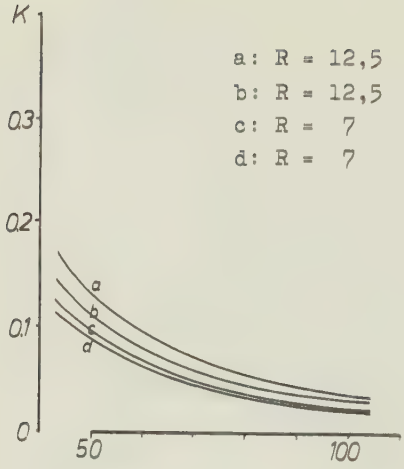


Abb. 51

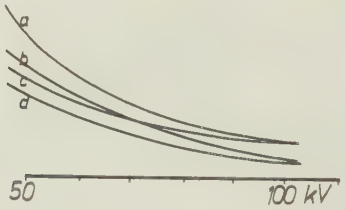


Abb. 52

Versuch B:
Die Abhängigkeit des Dosiskontrastes K von der Feldgröße bei Verwendung von zwei Rastern (Streukörper 11 cm bei Abb. 51, 16 cm bei Abb. 52).

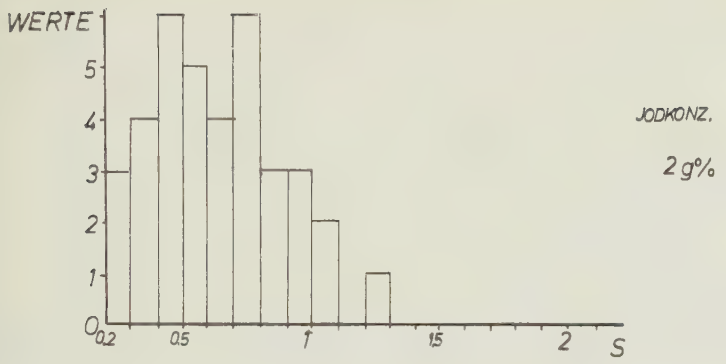


Abb. 53

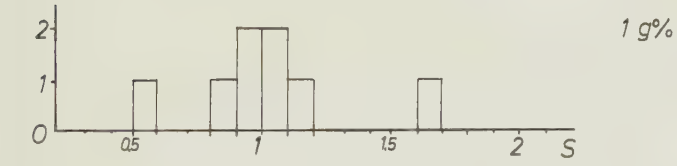


Abb. 54

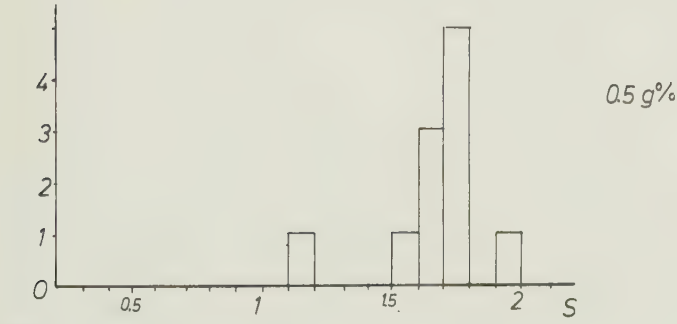


Abb. 55

Versuch B:
Die Verteilung der Kontrastmittelschwärzungen bei drei verschiedenen Jodkonzentrationen.

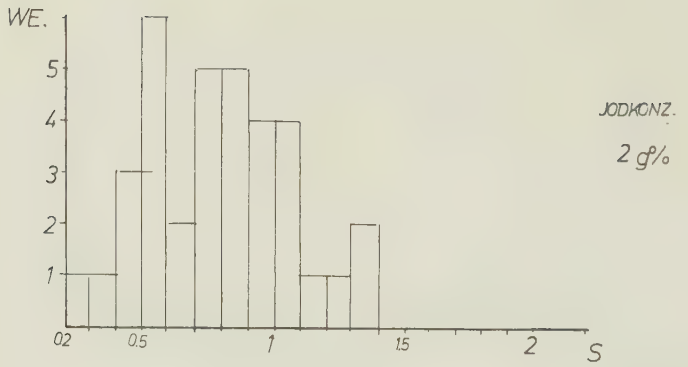


Abb. 56

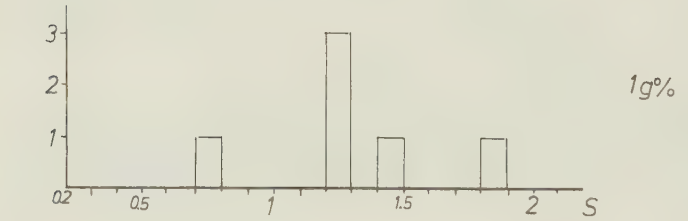


Abb. 57

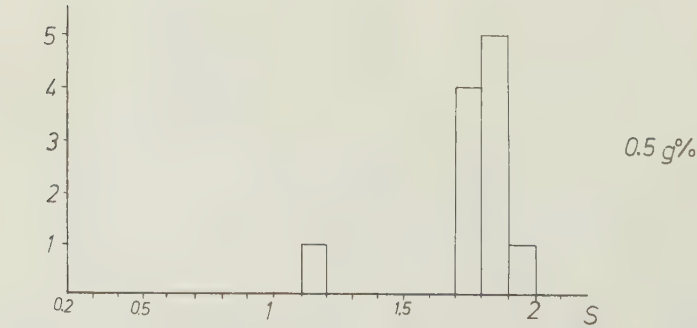


Abb. 58

Versuch B:
Die Verteilung der Konkrementschwärzungen bei Kontrastmittel von verschiedener Jodkonzentration.

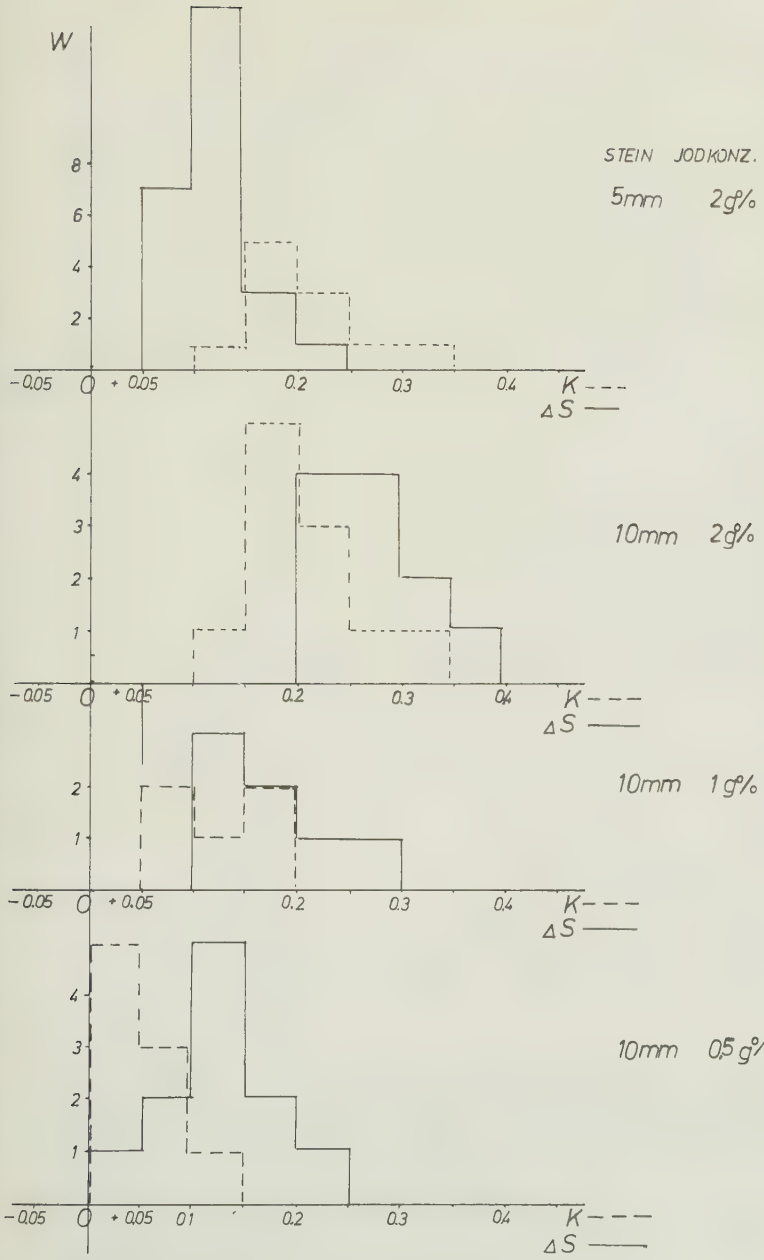


Abb. 59-62

Versuch B:
Darstellung der Kontraste K bzw. Δ S der verschieden großen Konkremente gegenüber verschieden konzentriertem Kontrastmittel.

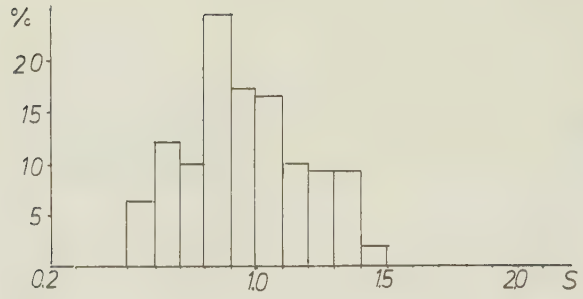


Abb.63

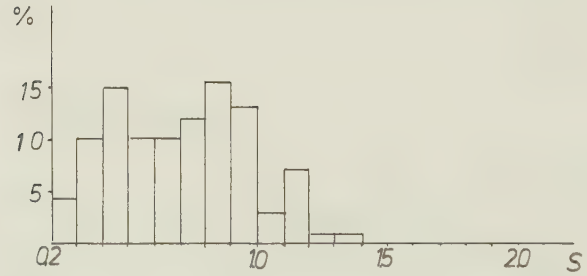


Abb. 64

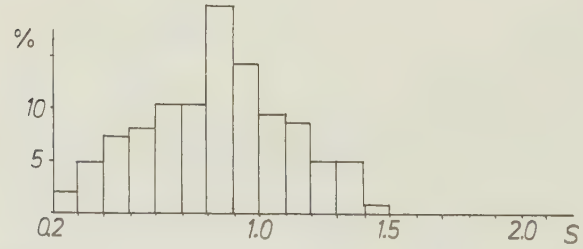


Abb.65

Versuch C:
Schwärzungsverteilung der Umgebung von natürlichen Gallenblasen (Abb. 65). Abb. 63 zeigt die Verhältnisse speziell für solitäre, Abb. 64 für multiple Steine.

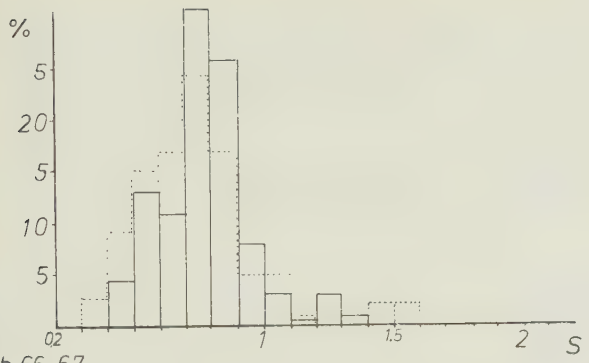


Abb. 66-67

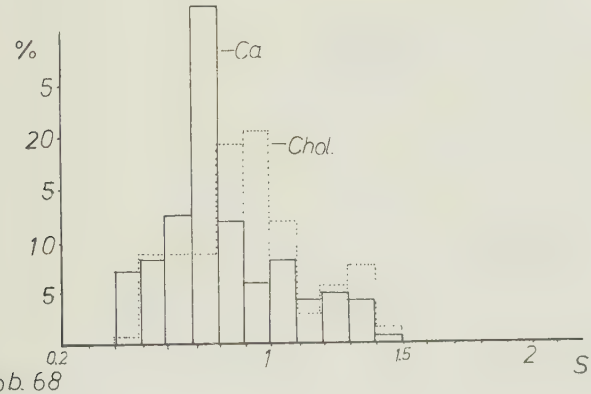


Abb. 68

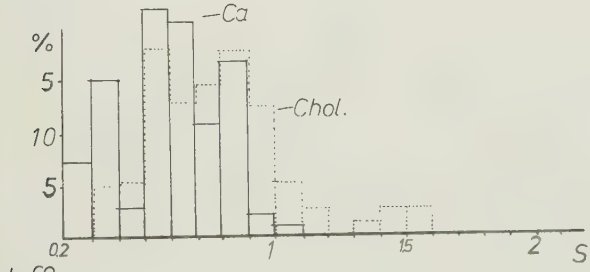


Abb. 69

Versuch C:
Die Schwärzungsverteilung des Kontrastmittels bei solitären (——) bzw. multiplen Steinen (---) (Abb. 66-67),
die Schwärzungsverteilung von solitären Steinen (Abb. 68) und multiplen Steinen (Abb. 69), wobei zwischen Ca-reicheren (——) und Ca-ärmeren (---Chol) unterschieden wird.

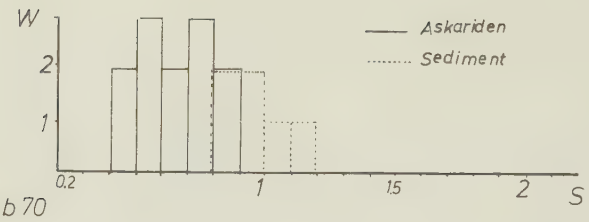


Abb 70

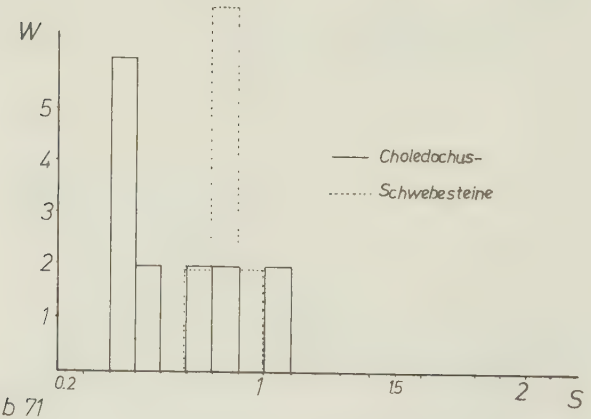


Abb 71

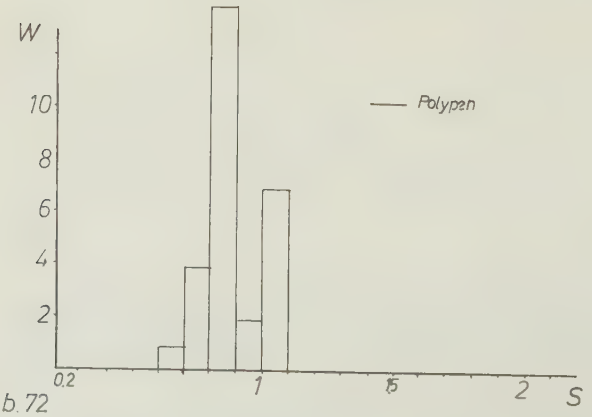


Abb. 72

Versuch C:
Schwärzungsverteilungen bei einigen anderen pathologischen Veränderungen.

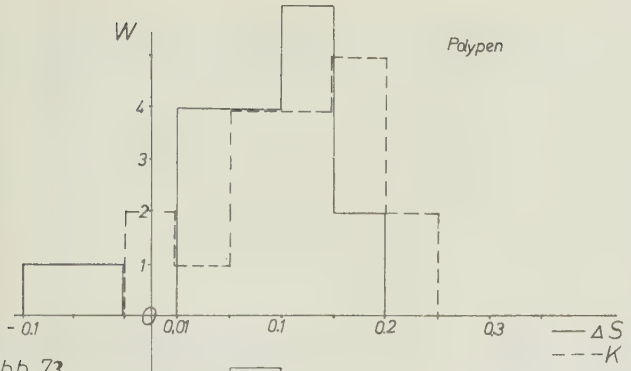


Abb. 73

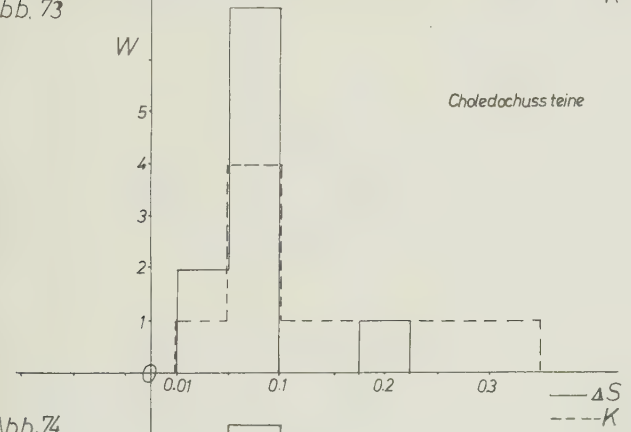


Abb. 74

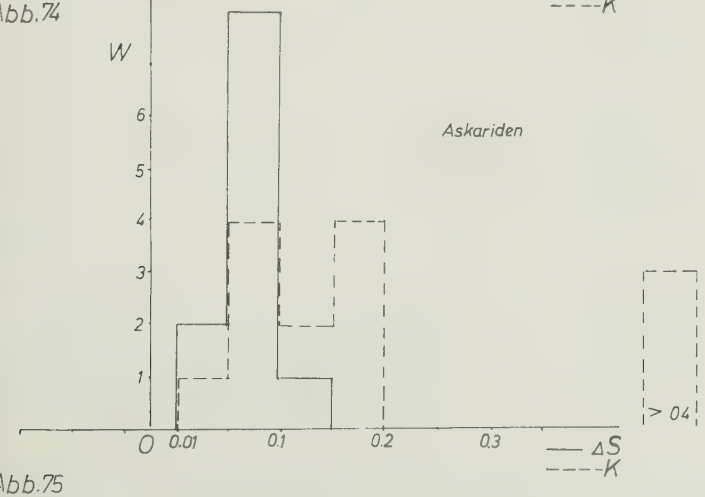


Abb. 75

Versuch C:
Die Kontraste von Polypen, Choledochussteinen und Askariden gegen das sie umgebende Kontrastmittel

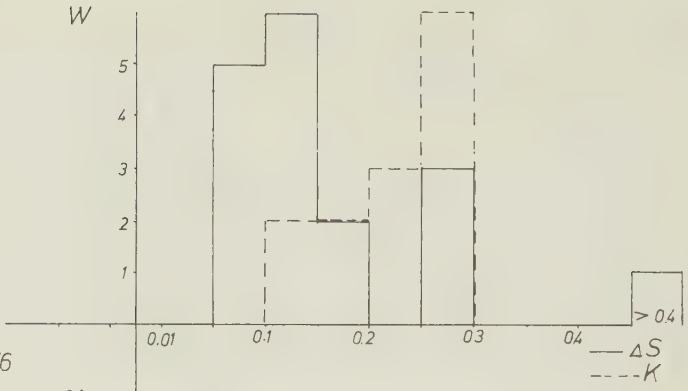


Abb. 76

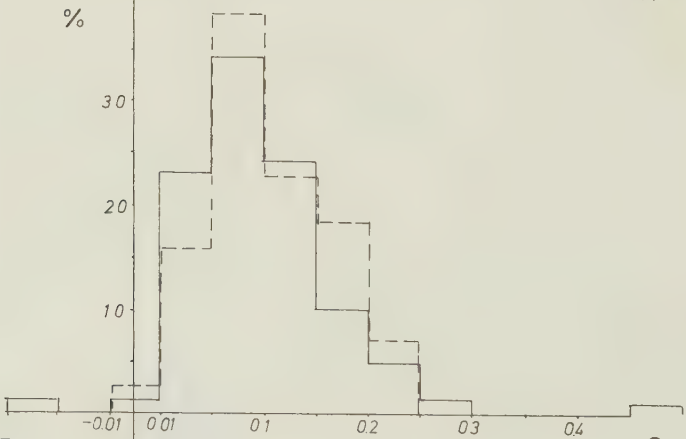


Abb 77

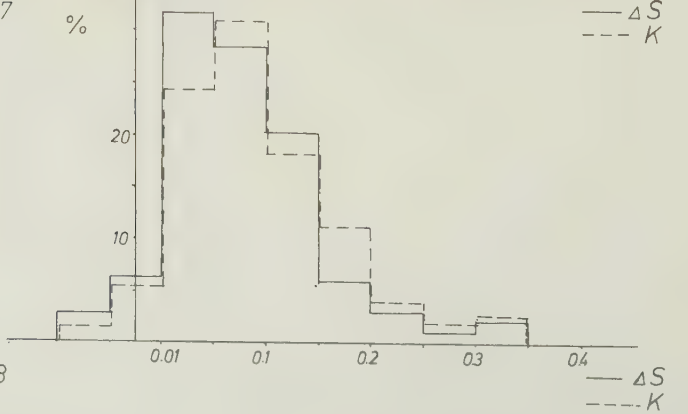


Abb. 78

Versuch C:
Die Kontraste von Umgebung zu Kontrastmittel: bei Gallenblasen mit multiplen Steinen (Abb. 76), solitären Steinen (Abb. 77) und die Kontraste von Cholesterinkern zu Ca-Schale bei geschichteten Steinen (Abb. 78).

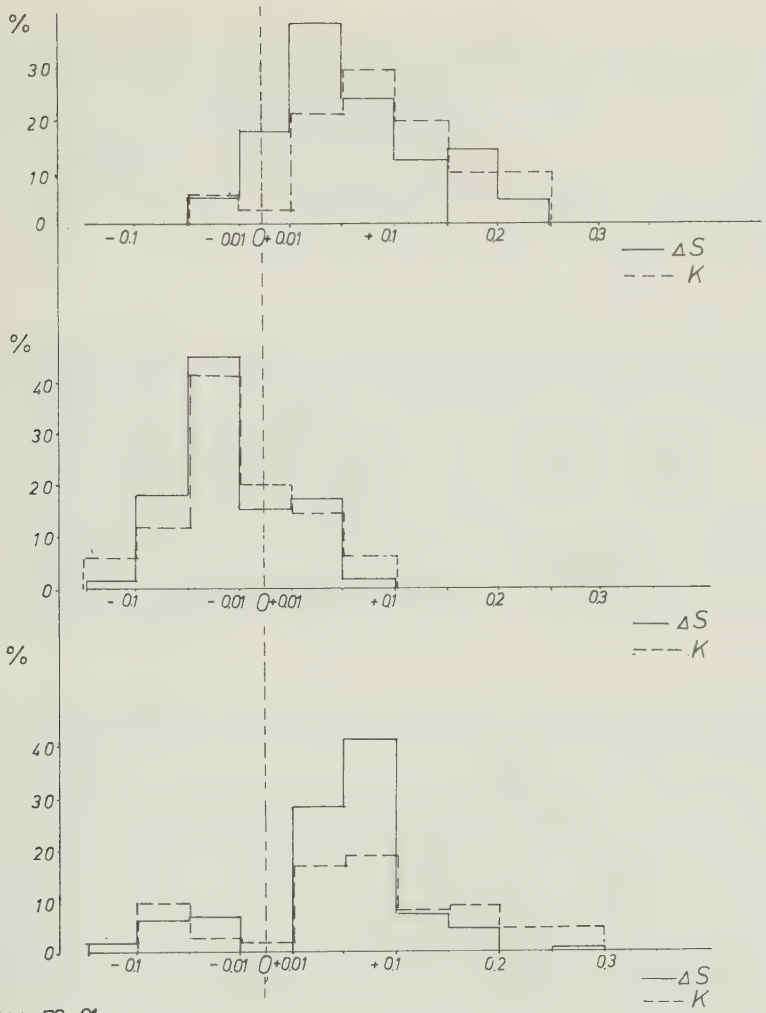


Abb. 79-81

Versuch C:
Kontraste von Konkrementen gegen das sie umgebende Kontrastmittel.
Abb. 79: sol. Cholesterinsteine
Abb. 80: sol. Ca-reichere Steine
Abb. 81: mult. Cholesterinsteine

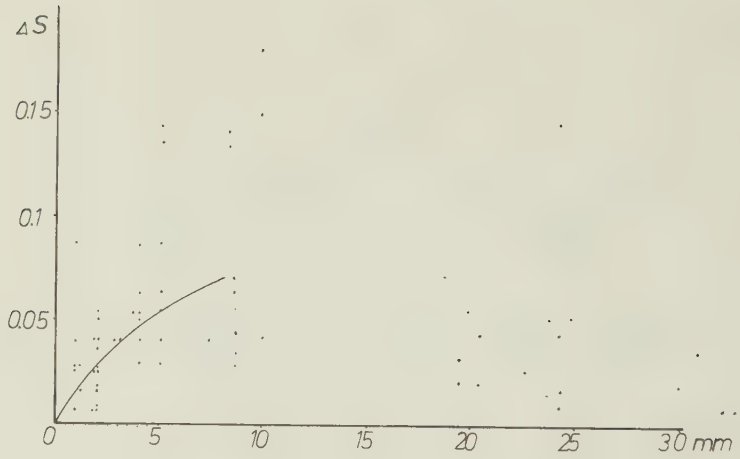
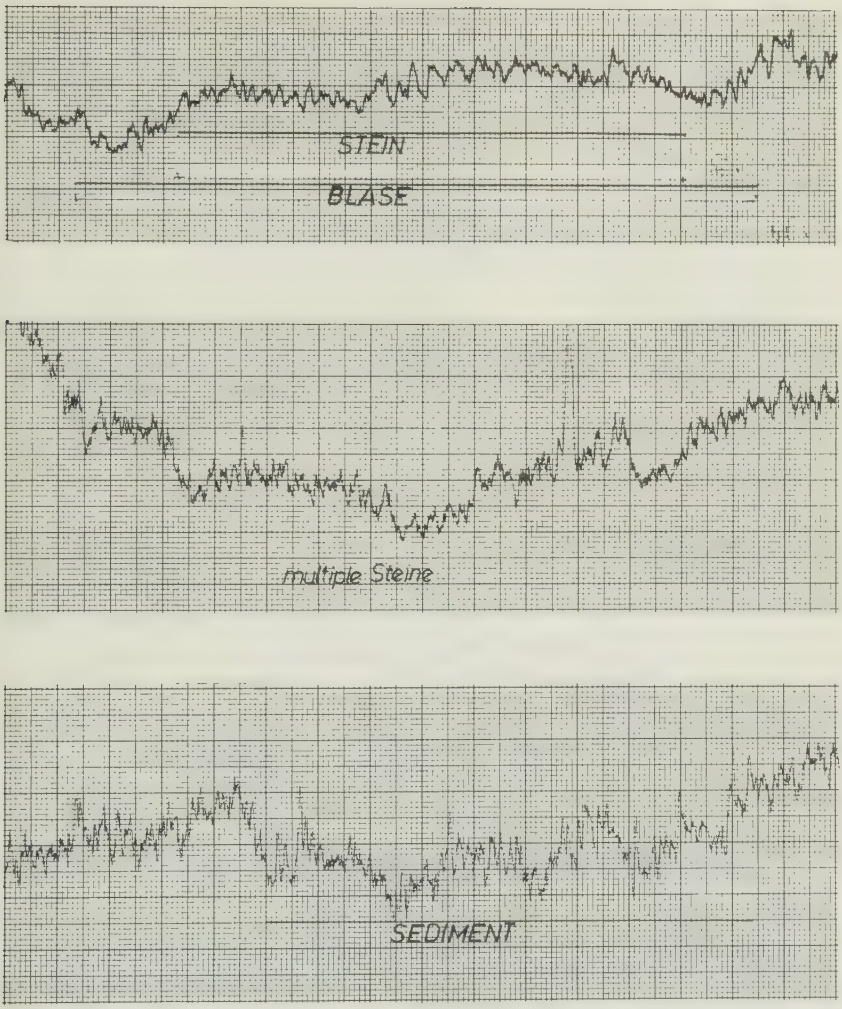


Abb. 83

Zusammenhang zwischen Δ S und Detailgröße



Photodensitometerkurven:
Oben: eines solitären Steines in kontrastmittelgefüllter Gallenblase
Mitte: von multiplen Steinen
Unten: Sedimentablagerung im Fundus der Gallenblase

L I T E R A T U R

1. ALBERS und SCHÖNBERG: Die Röntgentechnik, 2. A. Luca Gräfe u.Sillem, Hamburg (1906)

2. AKERLUND, A.: Beobachtungen bei Cholecystogrammen in aufrechter Körperstellung. Acta rad. 14 (1933) 74

3. AKERLUND, A.: Verfeinerung der röntgenologischen Gallenblasendiagnostik durch Untersuchung der Sedimentierungs- und Schichtungsverhältnisse in der Gallenblase. Acta rad. 19 (1938) 23

4. ARDRAN, G.M. und H.E. CROOKS: A Comparison of Radiographic Techniques with Spezial Reference to Dosage. Brit.J.Radiol. 26 (1953) 352

5. BAUER, K.H. und H. HABS: Der Bau der Gallensteine im Lichte ihrer Röntgenogramme. Bruns Beitr.klin.Chir. 143 (1928) 1

6. BARSONY, Th.: Cholezystographische Erfahrungen. Röntgenpraxis 6 (1934) 92

7. BÉCLÉRE, H.: Calculs biliaires flottants. Bull.soc, radiol. méd. 24 (1936) 419

8. BERMOND, M.: Un nuovo segno colecistografico della calcolosi biliare. Radiol.med. 18 (1931) 1450

9. BERNSTEIN, A.: Gallenschichtung und Gallenblasenfunktion. Verh. 4.Int.Rad.Kongr. 2 (1934) 282

10. BERNSTEIN, A.: Die Gallenschichtung und das Symptom der horizontal schwimmenden Steinschicht.
Fortschr.Röntg. 55 (1937) 570

*11. BIEDERMANN, K. u.a.: Über Kontrastbegriffe in der Radiologie und ihre Definitionen.
Röntgenblätter 20 (1967)131

12. BIEDERMANN, K. und H. FRIESER:
Die Photometrie des Röntgenfilmes.
Röntgenblätter 20 (1967) 157

13. BLACKWELL, H.R.: Contrast thresholds of the human ege.
J. opt. sec. Am. 36 (1946) 624

14. BÖSCHE, H. und W. FRIK: Über die Kontrastumkehr zwischen Objekten mit verschiedener effektiver Ordnungszahl beim Wechsel der Aufnahmespannung.
Fortschr.Rö. 93 (1960) 504

15. BRONKHORST, W.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbild.
G.Thieme Verlag, Leipzig 1927

16. BÜCKER, J.: Erfahrungen mit Hartstrahltechnik.
Fortschr.Rö. 77 (1952) 153

17. EGGERT, J., H. FRANKE und F. LUFT:
Vereinheitlichung der Nomenklatur in der röntgenphotographischen Aufnahmetechnik.
Fortschr.Rö. 2 (1935) 82

18. EPPRECHT, W., H. ROSENMUND und H.R. SCHINZ:
Chemische und Röntgenfeinstrukturuntersuchungen an Gallensteinen.
Fortschr.Rö. 79 (1953) 1

19. FRIK, W., GAJEWSKI, F. WACHSMANN und C.E. BUCHHEIM:
Vergleichende Untersuchungen über die praktische Bedeutung der Hartstrahltechnik für Lungenaufnahmen.
Fortschr.Rö. 83 (1955) 330

20. FRIK, W.:
Hartstrahltechnik.
G.Thieme Verlag, Stuttgart 1961

21. GAJEWSKI, H.:
Grundlagen der Hartstrahltechnik.
Röntgenblätter 6 (1953) 53

22. GAJEWSKI, H.:
Physikalische und aufnahmetechnische Gesichtspunkte bei Röntgenaufnahmen mit hohen Spannungen.
Fortschr.Rö. 80 (1954) 643

23. GAJEWSKI, H.:
Grundlagen der Photographie:
Photographisches Praktikum I
Aus Institut f.wissenschaftl.Photographie TH München

24. GAJEWSKI, H.:
Handbuch der medizinischen Radiologie

25. HAENISCH, F.:
Röntgendiagnostik der Gallensteine und Gallenblase ohne Kontrastmittel.
Fortschr.Rö. 35 (1927) 117

26. HARNIG, W. und H. HORSTERS:
Röntgenbild und chemische Zusammensetzung von Gallensteinen.
Fortschr.Rö. 46 (1932) 546

*27. HENNECKE, A.:
Untersuchungen zur Frage der Bildgüte von Röntgenaufnahmen der Lunge.
Inaug.Dissertation München 1966

28. KAUFMANN: Spezielle pathologische Anatomie II,2
Verlag de Gryter, Berlin 1958

29. KEANE, B.E. und G. SPIEGLER:
Stray. Radiation from Diagnostik Beams.
Brit.J.Rad. 24 (1951) 198

30. KOMMERELL, B.: Schwimmende und schwebende Gallensteine.
Klin.Wschr. 1 (1946) 743

31. NEMET, A., W.F. COX und T.H. HILLS:
The contrast problem in high kilovoltage med radiography.
Brit.J.Rad. 26 (1953) 185

32. OESER, H. E. KROKOWSKI und V. TAENZER:
Vergleichende Schwärzungsmessungen zur Ermittlung der resorptiven Gallenblasenfunktion.
Fortschr.Rö. 97 (1962) 307

33. O'LOUGHLIN, G.J.: Radiological reflections on image quality.
Informationsschrift der ICRU, Com.IV. (1962) 10

34. SCHOBER: Allgemeine physiologische Grundregeln für die Detailwahrnehmung im Röntgenbild.
In: Bildgüte in der Radiologie, 44

35. SCHOCKEN, K.: Kontrastmessungen an Röntgenfilmen.
Fortschr.Rö. 50 (1934) 299

*36. SEGERER, W.: Die Beurteilung der Bildgüte von Cholezysto- und Cholangiogrammen. Inaug.Dissertation München 1968

37. SCHINZ, H.R.: Röntgendiagnostik. G.Thieme Verlag, Leipzig (1939)

38. SCHINZ, H.R. u.a.: Lehrbuch der Röntgendiagnostik. G.Thieme Verlag, Stuttgart (1952)

39. SPIEGLER, G.: Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik. G.Thieme Verlag, Stuttgart (1957)

40. SPIEGLER, G.: Anschauung und Anschauen. Röntgenblätter 20 (1967) 171

41. SPIEGLER, G.: Bildgüte und Dosis in der Röntgenologie. In: Bildgüte in der Radiologie, 44

42. SPIEGLER, G. und K. JURIS: Große Kontraste und Sichtgüte. Fortschr.Rö. 53 (1936) 678

43. STECKER, W.: Über Schichtungen und Resorptionsvorgänge in der Gallenblase nach Biligrafinanwendung. Fortschr.Rö. 83 (1955) 9

*44. STIEVE, F.E.: Bildgüte in der Radiologie. (Symposion 1./2.Okt.1964 auf der Insel Herrenchiemsee/Obb.)

*45. STIEVE, F.E.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbild der Lunge. In: Bildgüte in der Radiologie, 44

* 46. STIEVE, F.E.: Beobachtungen bei Cholezystographien mit Biligrafin und die sich daraus ergebenden Folgerungen.
Fortschr.Rö. 81 (1954) 735

* 47. STIEVE, F.E. und RÖHLER: Die Beziehung zwischen den diagnostisch bedeutsamen Röntgenbefunden und den Kenngrößen der MÜF.
Röntgenblätter 22 (1969) 547

* 48. STIEVE, F.E. und L. WIDENMANN:
Die Beurteilung der Güte eines Röntgenbildes.
Röntgenblätter 20 (1967) 109

49. TUDDENHAM, W.J.: The visual physiology of roentgen diagnosis.
Amer.J.Roentgen.78 (1957) 116

* 50. WIDENMANN, L.: Untersuchungen über die Abhängigkeit der Filmschwärzung mit handelsüblichen Verstärkerfolien von der Strahlenqualität.
Fortschr.Rö. 87 (1957) 386

51. ZAKOVSKY und K. JURIS: Versuch einer zahlenmäßigen Erfassung der Kontraste im Röntgenbild.
Fortschr.Rö. 50 (1934) 505

* 52. ZIMMERMANN, H.: Der Kontrast bei Doppelfilm und Schirmbildaufnahmen.
Röntgenblätter 10 (1957) 174

Die mit * versehenen Arbeiten entstammen dem Arbeitskreis des Rieder-Instituts.

Herrn Professor Dr.med. F.E. Stieve möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Übernahme des Referats danken.

Herrn Professor Dr.med. H.v.Braunbehrens danke ich für die kritische Durchsicht und die Übernahme des Korreferats.

Besonders bedanke ich mich bei Herrn Professor Dr.med. F.E. Stieve und Fräulein Luise Widenmann für Anregungen, Unterstützung und Beratung, die mir jederzeit bei der Durchführung dieser Arbeit gewährt wurden, und nicht zuletzt bei meiner Frau für ihre Hilfe bei allen Versuchen und deren statistischer Auswertung.

Herrn Professor Dr. O. Hug als geschäftsführenden Vorstand des Instituts für Biologie der Gesellschaft für Strahlenforschung danke ich für die Überlassung des Mikrophotometers und eines Arbeitsplatzes in seinem Institut.

L E B E N S L A U F

Am 16. 3. 1944 wurde ich, Hans Rainer Illichmann, als Sohn des Dipl.Ing. Hans Illichmann und dessen Ehefrau Renate geb. Hansen als erstes von sechs Kindern in Warendorf geboren.
Die Volksschule besuchte ich in Lindau a. Harz und in München, anschließend das Karls-Gymnasium in München-Pasing, wo ich im Jahre 1964 die Reifeprüfung ablegte.
Nach Ableistung des Wehrdienstes begann ich im Herbst 1965 mit dem Studium der Medizin an der Ludwig-Maximilians-Universität in München.
Nach einem Studium von elf Semestern legte ich im Frühjahr 1971 dort auch das Staatsexamen ab.